

UNIVERZITA KARLOVA

1. lékařská fakulta

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Praha, 2018

Michaela Janíčková

Univerzita Karlova

1. lékařská fakulta

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Fyzioterapie



Michaela Janíčková

Rovnováha a možnosti jejího ovlivnění motorickým učením

Balance and ways of affecting it by motor learning

Bakalářská práce

Vedoucí závěrečné práce: MUDr. Karla Kotková

Praha, 2018

PODĚKOVÁNÍ

Chtěla bych tímto poděkovat vedoucí mé bakalářské práce MUDr. Karle Kotkové za odborné vedení, cenné rady a připomínky a doc. Vladimíru Rogalewiczovi, CSc. za pomoc se statistickým zpracováním dat. Dále bych ráda poděkovala všem dobrovolnicím za jejich ochotu a trpělivost během naší společné spolupráce.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze dne

Michaela Janíčková

IDENTIFIKAČNÍ ZÁZNAM

JANÍČKOVÁ, Michaela. *Rovnováha a možnosti jejího ovlivnění motorickým učením.*

[Balance and ways of affecting it by motor learning]. Praha, 2018. 79 s., 2 přílohy.

Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí práce Kotková, Karla.

ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Autor práce: Michaela Janíčková

Vedoucí práce: MUDr. Karla Kotková

Oponent práce:

Název bakalářské práce: Rovnováha a možnosti jejího ovlivnění motorickým učením

Abstrakt bakalářské práce

Bakalářská práce je teoreticko-praktická. V teoretické části je probrána problematika rovnováhy a motorického učení. Jsou zde vysvětleny důležité pojmy a uvedeny základní standardizovaná vyšetření rovnováhy a fyzioterapeutické metody ovlivňující rovnováhu na principu motorického učení. Praktická část je výzkumného typu, zaměřená na sběr dat a jejich parciální analýzu. Dobrovolně se jí zúčastnilo 16 zdravých dívek bez poruchy rovnováhy. Cílem bylo posoudit vliv motorického učení na rovnováhu těchto probandek. Motorické učení probíhalo 10 týdnů s frekvencí jedné jednotky MU týdně na stabilometrické plošině Nintendo Wii s využitím interaktivního rehabilitačního systému Homebalance. Před zahájením a po absolvování všech 10 jednotek motorického učení byla rovnováha probandek vyšetřena pomocí statické posturografie. Bylo testováno 12 variant stojů. U všech stojů kromě stoje 3 byly sledovány parametry SKG area, SKG lenght, Maximum amplitud ML a Maximum amplitud AP. U stoje 3 byly sledovány parametry Maximum amplitud ML, Maximum amplitud AP, Total area, Forward area, Backward area, Right area a Left area. Získané hodnoty vybraných parametrů byly zpracovány v programu MS Excel a statisticky porovnány. K posouzení efektu motorického učení byl použit párový t-test. Výsledky ukazují zlepšení rovnováhy především v parametrech SKG area, Maximum amplitud AP a Maximum amplitud ML. U stojů 3, 5, 6 a 11 nedošlo k žádnému statisticky významnému posunu hodnot. V parametru Maximum amplitud ML u stoje 10 došlo ke zhoršení rovnováhy o 35,9 %.

V diskuzi je zhodnocen průběh praktické části a dosažené výsledky a jsou zde zmíněné studie s podobným cílem.

klíčová slova: rovnováha, motorické učení, posturální stabilita, posturografie

ABSTRACT OF BACHELOR THESIS

Author: Michaela Janíčková

Supervisor: MUDr. Karla Kotková

Opponent:

Title of bachelor thesis: Balance and ways of affecting it by motor learning

Abstract:

This bachelor thesis is a theoretical-practical thesis. In the theoretical part, the problems of balance and motor learning, are discussed. This part includes explanation of basic terms and presentation of basic standard balance tests and physiotherapeutic methods improving balance.

The practical part is of a research type and focuses on data collection and their partial analysis. The study was performed on 16 respondents – healthy young females without balance dysfunction. The aim of the bachelor thesis was to evaluate an effect of motor learning on the balance of these volunteers. Motor learning took place on stabilometric platform Nintendo Wii Balance Board with the use of interactive Homebalance system. All respondents underwent the program of motor learning once a week for the duration of 10 weeks. Both before and after the learning, the volunteers were examined through static posturography. They performed a series of 12 different standing balance tasks. In all tasks, apart from task 3, SKG area, SKG lenght, Maximum amplitud ML and Maximum amplitud AP parameters were monitored. In balance task 3, Maximum amplitud ML, Maximum amplitud AP, Total area, Forward area, Backward area, Right area and Left area parameters were monitored. The acquired data of selected parameters was processed in MS Excel and statistically compared. Pair t-test was used to evaluate the effect of the motor learning. The results show balance improvements mainly in parameters of SKG area, Maximum amplitud AP and Maximum amplitud ML. There was no significant shift in values on standing balance tasks 3, 5, 6 and 11. Balance task 10 exhibited a balance impairment of 35,9 % in Maximum amplitud ML.

The final section, 'Discussion', evaluates gathered data and compares results, moreover studies with similar topic are mentioned.

Key words: balance, motor learning, postural stability, posturography

**Prohlášení zájemce o nahlédnutí
do závěrečné práce absolventa studijního programu
uskutečňovaného na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy**

Jsem si vědoma, že závěrečná práce je autorským dílem a že informace získané nahlédnutím do zveřejněné závěrečné práce nemohou být použity k výdělečným účelům, ani nemohou být vydávány za studijní, vědeckou nebo jinou tvůrčí činnost jiné osoby než autora.

Byla jsem seznámena se skutečností, že si mohu pořizovat výpisy, opisy nebo kopie závěrečné práce, jsem však povinná s nimi nakládat jako s autorským dílem a zachovávat pravidla uvedená v předchozím odstavci.

[illegible]

Obsah

ÚVOD.....	10
1 TEORETICKÁ ČÁST	12
1.1 Postura	12
1.2 Posturální stabilita	12
1.2.1 Parametry charakterizující posturální stabilitu.....	13
1.2.2 Modality posturální stability	14
1.2.3 Faktory ovlivňující posturální stabilitu	15
1.2.4 Strategie pro udržování posturální stability	20
1.3 Posturální motorika	22
1.4 Posturální stabilizace	22
1.5 Posturální reaktibilita	23
1.6 Poruchy rovnováhy	23
1.6.1 Subjektivní příznaky	23
1.6.2 Objektivní příznaky.....	23
1.6.3 Příčiny	24
1.6.4 Diagnostika	24
1.6.5 Terapie.....	24
1.7 Vyšetření rovnováhy	24
1.7.1 Funkční vyšetření	25
1.7.2 Vyšetření statické rovnováhy	27
1.7.3 Vyšetření dynamické rovnováhy.....	28
1.7.4 Přístrojové vyšetření rovnováhy	28
1.8 Řízení pohybu	30
1.9 Motorika.....	30
1.9.1 Hierarchie řízení motoriky	30
1.10 Motorické učení.....	31
1.11 Motorické učení ve fyzioterapii.....	32
1.11.1 Senzomotorická stimulace	32
1.11.2 Metoda Roswithy Brunkow	32
1.11.3 Dynamická neuromuskulární stabilizace	32
1.11.4 Brügger koncept.....	33
1.11.5 Aktivní terapie v závěsu (Sling Exercise Therapy).....	33

1.12	Průběh MU	33
1.13	Fáze motorického učení	34
1.13.1	Fáze I. – generalizace (hrubá koordinace)	34
1.13.2	Fáze II. – diferenciací (jemná koordinace)	34
1.13.3	Fáze III. – automatizace	35
1.13.4	Fáze IV. – variabilní kreativita (pohybová tvořivost)	35
1.14	Motorické učení a systém Homebalance	35
1.15	Důležité pojmy	36
1.15.1	Pohybové schopnosti	36
1.15.2	Pohybový návyk	36
1.15.3	Pohybová dovednost	36
2	PRAKTICKÁ ČÁST	38
2.1	Cíl práce	38
2.2	Metodologie bakalářské práce	38
2.3	Praktický průběh realizace	39
2.3.1	Posturografické vyšetření – průběh, sběr dat a jejich zpracování	39
2.3.2	Program motorického učení	41
2.4	Parciální analýza dat	44
2.5	Interpretace výsledků	48
2.5.1	Výsledky stoje 1 a 2	50
2.5.2	Výsledky stoje 3	51
2.5.3	Výsledky stoje 4, 5 a 6	51
2.5.4	Výsledky stoje 7, 8 a 9	52
2.5.5	Výsledky stoje 10, 11 a 12	53
3	DISKUZE	55
4	ZÁVĚR	61
5	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	63
6	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	65
7	SEZNAM OBRÁZKŮ	74
8	SEZNAM TABULEK	75
9	SEZNAM GRAFŮ	76
10	SEZNAM PŘÍLOH	77

ÚVOD

Rovnováhu člověk vnímá jako pocit jistoty při udržování polohy těla nebo jeho segmentů a při pohybu (Véle et al., 2001). Udržování rovnováhy je komplexní motorický proces, který chrání člověka před pádem. Zhoršení rovnováhy má neblahý vliv na funkční schopnosti člověka a přináší sebou zvýšené riziko pádu.

Téma své bakalářské práce jsem si vybrala proto, že zasahuje do oblasti neurologie. V budoucnu bych ráda pracovala s pacienty s neurologickým onemocněním, které má ve většině případů značný dopad na rovnováhu. Často se setkáváme s poruchami rovnováhy při poškození mozečku, vestibulárního aparátu, mozkového kmene nebo bazálních ganglií. Fyzioterapeut se podílí pečlivě odebranou anamnézou a kvalitním klinickým vyšetřením na diagnostice a následně i na terapii poruch rovnováhy. Může tak významně ovlivnit výsledný stav pacienta.

V rámci rehabilitace u pacientů s poruchou rovnováhy lze využít motorické učení probíhající na stabilometrické plošině se systémem Homebalance. Jedná se o rehabilitační pomůcku, která slouží k tréninku nejen rovnováhy, ale také kognitivních funkcí – má příznivý vliv především na paměť a pozornost. Tento víceúčelový trénink probíhá formou hry s využitím audiovizuální zpětné vazby. Pacient změnami polohy těžiště přemísťuje pozici zobrazovaného objektu na tabletu před ním. Systém Homebalance nemusí být využíván pouze u pacientů neurologických, vhodný je také pro pacienty po úrazech pohybového aparátu nebo po ortopedických operacích. U seniorů, kteří mají často problémy s rovnováhou, slouží tento trénink především jako prevence pádů.

Praktická část se zabývá právě tímto motorickým učením, kterého se dobrovolně zúčastnilo 16 zdravých dívek a které probíhalo 10 týdnů s frekvencí jedné jednotky MU týdně na III. interní klinice VFN. Pro posouzení vlivu motorického učení na rovnováhu zdravých probandek absolvovala každá z dívek před zahájením a po ukončení motorického učení vstupní a výstupní statické posturografické vyšetření. Obě vyšetření proběhla na Klinice rehabilitačního lékařství na posturografu Synapsis Posturography System, který klinika vlastní. Testováno bylo 12 modifikací stojů, poslední tři testované varianty byly analogií Rhombergova testu. Pro objektivní zhodnocení efektu zvolené terapie byla využita tato přístrojová metoda, neboť poskytuje spolehlivé číselné údaje, které nejsou zatížené subjektivní interpretací terapeutem. Získaná vstupní a výstupní data byla zpracována do tabulek v programu MS Excel a statisticky analyzována. Nebyly

porovnávají získané hodnoty každé probandky zvlášť, nýbrž výsledky skupiny jako celku.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Postura

Postura je aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil. Je zajištěna vnitřními silami, především svalovou činností, která kooperuje s CNS (Kolář, 2009). Je součástí a podmínkou jakéhokoli pohybu. Bez postury by nebylo možné jakýkoli pohyb uskutečnit. Již R. Magnus řekl: „Postura provází pohyb jako stín“ (Magnus, 1924 cit. podle Véle, 1997, s. 271). Abychom mohli provést nějakou pohybovou aktivitu, je nutné nejprve zaujmout určité výchozí nastavení postury – atitudu (Vařeka, 2002a). Atituda je rozhodujícím fenoménem pro průběh plánovaného pohybu. Nese v sobě informace o pohybovém záměru (Čápková, 2008; Kolář, 2009).

Postura patří mezi klíčové etiopatogenetické faktory vzniku některých úrazů. Pokud postura nefunguje optimálně, nemohou být ani pohybové aktivity prováděny správně. Dochází tak ke chronickému přetěžování určitých struktur, které jsou postupem času mikrotraumatizovány. Porucha postury má nepříznivý vliv na kvalitu pohybových schopností, vede ke svalové dysbalanci a zvyšuje tak riziko zranění. Proto je pro ideální posturu charakteristické takové postavení kloubu, při kterém je působení biomechanických sil na kloubní plochy rozloženo rovnoměrně, a tudíž je i rovnoměrné zatížení struktur, které se na pohybu podílejí (Máček & Radvanský, 2011; Véle, 2009).

1.2 Posturální stabilita

Posturální stabilita je dynamický proces, nikoliv statický stav, který zajišťuje kontinuální zaujímání stálé polohy v každé situaci a který dokáže reagovat na změny vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu (Kolář, 2009).

Posturální stabilita je schopnost vyrovnat se s gravitační silou bez ohledu na to, zda se pohybujeme, nebo ne. Tu zajišťují především posturální svaly (paravertebrální svaly, extenzory dolních končetin, trupové svalstvo). Narušení posturální stability vede ke zvýšené aktivitě těchto svalů a k jejich hypertonii (Kolář, 2009).

Rozlišujeme posturální stabilitu vnitřní (intersegmentální) a vnější (celkovou). Systémem zajišťujícím vnitřní stabilitu je hluboký stabilizační systém, který zároveň tvoří základ pro vnější stabilitu – udržuje vůči sobě v přesném postavení hlavu, páteř a její klouby a pánev. Proto narušená funkce HSS narušuje vnitřní stabilitu a následkem toho dochází také k narušení stability vnější. Vnější stabilitu zajišťuje posturální tonus

produkovaný převážně skupinou antigravitačních svalů (extenzorů). Vnitřní stabilita musí být dostatečně sektorově pružná, aby určité sektory mohly stabilizovat svoji polohu a jiné ji naopak mohly účelově měnit. Z vnitřní stability vychází účelové řízený pohyb. Pružnost vnitřní stability může být omezena – například při pohybové bloádě. Bloády způsobují rigidní stabilizaci páteře, čímž omezují její mobilitu a vznikají tak vertebrogenní poruchy (Véle et al., 2001).

1.2.1 Parametry charakterizující posturální stabilitu

1.2.1.1 Těžiště těla (Center of Mass, COM)

Těžiště těla je imaginární bod v těle, kde se koncentruje hmotnost celého těla (Vařeka, 2002a). Ve stoji se nachází ve výši druhého nebo třetího sakrálního obratle ve střední linii mezi oběma kyčelními klouby. U mužů je vzhledem k anatomickým rozměrům pánve uloženo o 1-2 % výše. U dětí se těžiště nachází relativně vysoko. Umístění těžiště těla je dáno poměrem velikostí jednotlivých segmentů těla – velikostí hlavy, délkou trupu a délkou končetin. Během růstu se tento poměr mění a těžiště se posouvá směrem dolů. Těžiště se nemusí nacházet jen uvnitř těla, v některých polohách může ležet i mimo tělo. Lidské tělo je ve vzpřímeném stoji velice nestabilní systém a pro zachování vzpřímeného postoje je nutné, aby se těžiště promítalo do opěrné báze (Janura, 2007; Kolář, 2009; Vařeka, 2002a; Véle, 2006).

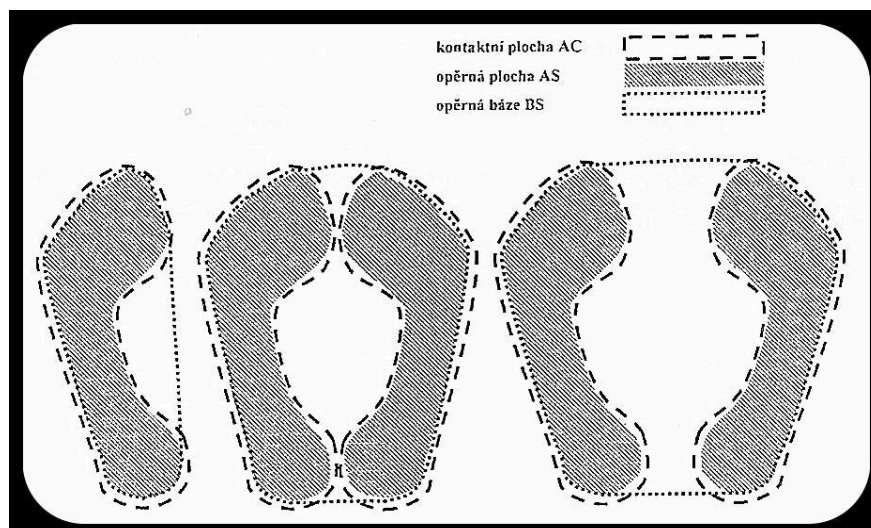
1.2.1.2 Opěrná plocha a opěrná báze

Opěrná plocha (Area of Support, AS) je ta část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem.

Opěrná báze (Base of Support, BS) je plocha ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy (Vařeka, 2002a).

Vysvětlit rozdíl mezi těmito pojmy můžeme pomocí uvedení příkladu: Stoj rozkročno, chodidla jsou rovnoběžně na šíři pánve – v této pozici tvoří *opěrnou plochu* ta část podložky, která je v kontaktu (v dotyku) s ploskami. *Opěrná báze* je veškerá plocha mezi i pod ploskami.

Opěrná báze = opěrná plocha + veškerý prostor ohraničený nejvzdálenějšími body opěrné plochy.



Obrázek 1.1 – Vztah mezi opěrnou plochou a opěrnou bází (Vařeka, 2002a)

1.2.1.3 Centrum gravitace (Center of Gravity, COG)

Centrum gravitace je průmět těžiště celého těla do opěrné báze. Aby nedošlo k vychýlení postury, měl by se tento bod nacházet v oblasti opěrné báze (Vařeka, 2002a). Vyšetřením limitů stability lze zjistit, kam až je osoba schopná své těžiště vychýlit, aniž by musela změnit opěrnou bázi.

1.2.1.4 Centrum tlaku (Centre of Pressure, COP)

Centrum tlaku je definováno jako působíště vektoru reakční síly podložky. Nelze ztotožňovat COP s COG, neboť tyto body se shodují pouze v případě dokonale tuhého tělesa, kterým lidské tělo není (Winter, 1995).

1.2.2 Modality posturální stability

Rozlišujeme posturální stabilitu klidovou, proaktivní a reaktivní.

Klidová posturální stabilita je aktivní proces udržování těžiště těla nad opěrnou bází. I v klidu lze totiž pozorovat jemné korelační pohyby a minimální výchylky těžiště v důsledku svalové, srdeční a dechové aktivity (Visser et al., 2008).

Proaktivní posturální stabilita je aktivní proces automatického přednastavení svalového tonu a aktivace stabilizačních svalů ještě před začátkem očekávaného pohybu.

Reaktivní posturální stabilita je aktivní proces reagující na náhlý, nepředvídatelný destabilizační impulz, který k navrácení rovnováhy využívá pohybových strategií (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

1.2.3 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

1.2.3.1 Složky zajišťující posturální stabilitu

Na udržování posturální stability má klíčový vliv stálý vstup informací ze somatosenzorického, vestibulárního a zrakového aparátu, zpracování těchto informací v různých oblastech CNS a odpověď efektorových částí, především kosterního svalstva a kloubů. V případě, že dojde k poruše na některé ze zmíněných úrovní, je následkem vždy porucha rovnováhy, a tím i zvýšené riziko pádu (Horak, 2006; Vařeka, 2002a).

1.2.3.1.1 Oblasti CNS

Stálý senzorický vstup neboli stálý příjem podnětů prostřednictvím receptorů je důležitý pro modulaci motorických programů a svalového tonu podle změn vnějšího prostředí. Na tom se podílí především mozeček, který koordinuje senzorické informace a moduluje motorické odpovědi. V případě postižení mozečku (jeho flocculonodulárního laloku) dochází ke ztrátě schopnosti jednotlivých svalových skupin koordinovat svoji svalovou činnost. To se projeví poruchami rovnováhy při stožení a chůzi. Další důležitou strukturou CNS, která se uplatňuje v řízení rovnováhy, je retikulární formace mozku kmene. Facilitační oblast descendující retikulární formace se významně podílí na udržování svalového tonu a vzpřímeného postoje a polohy těla. Dopad na rovnováhu mají i korová centra vestibulárního systému, kdy při jejich přímé stimulaci v oblasti temporálního laloku dochází k vyvolání pocitu závratí (Kittnar, 2011; Vrabec, 2002).

1.2.3.1.2 Vestibulární systém

Vestibulární systém slouží k detekci polohy a pohybu hlavy v prostoru, čímž přispívá k udržování rovnováhy (Mysliveček, 2007). Skládá se z části periferní a části centrální. Propojení obou částí zajišťuje statoakustický nerv. Centrální část je tvořena vestibulárními jádry, mozečkem a retikulární formací mozku kmene, kdy jsou pro koordinaci celého rovnovážného systému nejdůležitější právě vestibulární jádra. Ty také zajišťují úzké propojení vestibulárního a vizuálního systému (Vrabec, 2002).

Periferní část tvoří blánitý labyrint a n. vestibularis. Blánitý labyrint představují tři polokruhovitě kanálky a otolitový systém – sakulus a utrikulus. Obě struktury se nacházejí v kostěném pouzdře a mají odlišnou funkci. Polokruhovitě kanálky, které jsou na sebe navzájem kolmé a jsou vyplněné endolymfou, detekují rotační zrychlení hlavy.

Když se hlava otáčí ve směru, který je zaznamenáván polokruhovitými kanálky, endolymfatická tekutina v nich při pohybu v tomto směru zaostává kvůli setrvačnosti, vychyluje kupulu a vyvíjí tak tlak proti senzorickým receptorům kanálků. Při určitém pohybu hlavou je vždy nejvíce drážděn jen jeden z kanálků. Podrážděné receptory pak vysílají impuls prostřednictvím statoakustického nervu do mozku, přesněji do oblasti vestibulárních jader v mozkovém kmeni. V případě optimální funkce vestibulárních aparátů na obou stranách jsou do mozku vyslány symetrické impulzy (Jeřábek, 2003; Vrabec, 2002).

Sakulus a utrikulus detekují pohyb ve směru gravitace a lineární zrychlení hlavy. K jejich podráždění dochází při pohybu otolitů. Otolity jsou kamínky z uhličitanu vápenatého, které rozpohybují endolymfu a ta následně vyvíjí tlak na vláskové buňky. Otolity reagují na lineární zrychlení, nikoli na rychlost, proto jízdu konstantní rychlostí neregistrují. Informace jsou z těchto receptorů vedeny prostřednictvím statoakustického nervu do stejnostranné oblasti vestibulárních jader (Vrabec, 2002).

Vestibulární systém má podle Lejsky (2001) schopnost adaptace (změna odpovědi jako reakce na změnu podmínek), substituce (náhrada ztracené funkce jinou funkcí) a habituace (spontánní vybudování nových pohybových stereotypů v důsledku přizpůsobení se nové skutečnosti). Těchto schopností se využívá při vestibulární rehabilitaci.

Vestibulární rehabilitace podporuje a urychluje proces vestibulární kompenzace, umožňuje adaptaci na vzniklou patologii vestibulárního systému a pomáhá vytvořit náhradní motorické strategie. Cílem je úprava funkčního deficitu, snížení projevů závratí, zlepšení posturální stability a snížení rizika pádu (Čákr & Jeřábek, 2017; Lejska, 2001).

1.2.3.1.2.1 Vestibulookulární reflex

Vestibulookulární reflex je mechanismus, který zajišťuje, že při rychlém pohybu hlavy dojde automaticky ke kompenzační pohybu očí, které jsou opačné k směru pohybu hlavy. Oči jsou tak schopné udržet na sítnici stabilní obraz. Tento reflex funguje s odlišnou iniciací u všech typů pohybů hlavy – rotačních i lineárních dle polokruhovitých kanálků a otolitů (Furman, 1996; Vrabec, 2002).

1.2.3.1.2.2 Vestibulospinální reflex

Vestibulospinální reflex zabezpečuje vzpřímené držení těla, je zodpovědný za stabilitu trupu a postavení hlavy a končetin (Furman, 1996). V případě poruchy tohoto reflexu lze sledovat úchyly celého těla a končetin v závislosti na poloze hlavy. U periferního postižení VA jsou tyto úchyly ve směru k postiženému labyrintu, pacient „padá za nemocným uchem“; u centrální léze směřují různými směry (Kalvach et al., 2008).

1.2.3.1.3 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém tvoří proprioceptory. Hlavními představiteli proprioceptorů jsou svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska a receptory kloubů a vazů. Svalová vřeténka reagují na změnu délky svalu, Golgiho šlachová tělíska regulují svalové napětí. Pomocí proprioceptorů jsme schopni registrovat polohu (polohocit), pohyb (pohybocit) a vibrace. Jen část proprioceptivních informací je vedena do oblasti mozečku a korových center, zbytek je zpracován již na periferní úrovni (Vrabec, 2002). Mozeček udržuje a sleduje napětí jednotlivých svalových skupin a zajišťuje koordinované pohyby. Důležitými proprioceptory, které se podílejí na udržování posturální stability, jsou proprioceptory svalů nohy a šijových svalů. V šijových svalech je lokalizováno velké množství svalových vřetének, především v subokcipitálních svalech (Abrahams, 1977; Janda & Vávrová, 1992). Díky informacím z proprioceptorů jsme tedy schopni nepřímo určit polohu našeho těla v prostoru (Jeřábek, 2003; Vrabec, 2002).

Příjem těchto informací, které putují až do CNS, může být nějakým způsobem narušen, např. traumatem – při opětovném postižení vazů může dojít ke ztrátě receptorů nebo k poruše jejich funkce; informace pak putují do CNS opožděně nebo vůbec. To se projeví na posturální stabilitě (Shumway-Cook & Wollacott, 1995). Rovnovážný systém si však dokáže do určité míry vzniklou poruchu kompenzovat posílením ostatních součástí systému. Např. člověk se syndromem zadních provazců míšních, který se projevuje především poruchou vibračního a taktilního cití, se spoléhá více na informace ze zrakového a vestibulárního aparátu. Tuto kompenzaci zajišťuje CNS, a proto má v zajišťování posturální stability zásadní význam (Ambler & Bednařík, 2010).

1.2.3.2 Psychický stav

Na posturální stabilitu a motoriku má vliv také psychický stav prostřednictvím působení limbického systému. Při prožívání stresu máme tendenci k flekčnímu držení těla (takzvaně schoulit se do klubíčka). Jedná se o obrannou reakci organismu na stres, který se snaží izolovat tělo od všeho zlého. Se stresem se pojí i zvýšené svalové napětí, které má nepříznivý vliv na pohybovou koordinaci. Když jsme v psychické pohodě, převažuje držení extenční a jsme i více pohybově aktivní (Véle, 1997). Senioři trpící depresí jsou náchylnější k pádům (Jurásková, 2007).

1.2.3.3 Věk

Častěji se vyskytují poruchy rovnováhy u lidí vyššího věku. S rostoucím věkem se zvyšuje počet pacientů, kteří mají problémy s rovnováhou. S rostoucím věkem totiž dochází k fyziologickým změnám ve většině systémů lidského těla. Z oblasti senzoriky se ve vestibulárním aparátu v důsledku úbytku neuronů a jejich jader snižuje jejich dráždivost a zároveň tak klesá reaktivita vestibulookulárního reflexu. Dochází ke zhoršení zraku. Z hlediska pohybového systému se snižuje svalová síla vlivem sarkopenie, snižuje se rychlost kontrakce svalů, dochází k regresi pohybové koordinace, dochází k větším posturálním výchylkám v důsledku změn proaktivní a reaktivní stability. Dále se mění mozkové funkce, dochází k úbytku mozkových buněk a k degenerativním změnám, které ovlivňují jak periferní, tak centrální nervový systém. Slábne fyzická i psychická odolnost, adaptabilita a kompenzační mechanismy. Všechny tyto změny mají vliv na posturální stabilitu a zvyšují riziko pádu (Ambler, 2011; Horak, 1997 a 2006; Jančová & Kohlíková, 2007). Nedostatečná rovnováha ve stáří je však často výsledkem pasivního životního stylu. Lidé, kteří jsou pohybově aktivní i ve stáří, mají menší pravděpodobnost výskytu problémů s rovnováhou než lidé s nízkou pohybovou aktivitou (Topinková, 2003).

1.2.3.4 Těhotenství

U žen má vliv na posturální stabilitu těhotenství. Důvodem jsou hormonální a biomechanické změny, které těhotenství doprovází. Během těhotenství je produkován hormon relaxin, který zvyšuje elasticitu kloubní tkáně a uvolňuje ligamenta v oblasti pánve a chodidel, čímž dochází ke ztrátě jejich stabilizační funkce při pohybových

strategiích. Mezi biomechanické změny během těhotenství patří posun těžiště a jiné rozložení váhy v důsledku nárůstu hmotnosti a sklonu pánve (Dráč & Křupka, 1992; Dunning, 2003).

1.2.3.5 Svalová síla a rychlost svalové kontrakce

Z fyziologického hlediska má na posturální stabilitu vliv svalová síla dolních končetin a rychlost svalové kontrakce. Svalová síla se ve stáří udržuje mnohem hůře než svalová vytrvalost. Oslabené svaly dolních končetin (především svaly hlezenního kloubu) a jejich snížená rychlost kontrakce nemohou dostatečně a včas aktivovat pohybové strategie sloužící k udržení rovnováhy při jejím vychýlení a dochází tak často k pádu. Dále již výše zmiňovaný úbytek svalové hmoty ve stáří má negativní dopad na udržování rovnováhy. Ztrátou svalové hmoty, síly a vytrvalosti, zejména v DKK, se riziko pádu zvyšuje čtyři až pětkrát (Alghwiri & Whitney, 2012; American Geriatrics Society et al., 2001; Studenski et al., 1991).

1.2.3.6 Biomechanické faktory

1.2.3.6.1 Velikost opěrné plochy

Čím větší je opěrná plocha, tím stabilnější je daná pozice. Proto je méně stabilní např. stoj na špičkách než stoj na celých ploskách (Bäumler & Schneider, 1981).

1.2.3.6.2 Vertikální vzdálenost těžiště těla od opěrné plochy

Mezi touto vzdáleností a stabilitou je nepřímý úměrný vztah – čím dál je těžiště těla od opěrné plochy, tím nižší je stabilita. Jako příklad můžeme uvést bojový sport sumo, jehož principem je nenechat se vyvést z rovnováhy. Proto má sumista vždy v souboji pokrčená kolena, čímž snižuje vzdálenost těžiště těla od opěrné plochy a zajišťuje si tak lepší stabilitu (Bäumler & Schneider, 1981).

1.2.3.6.3 Horizontální vzdálenost těžiště těla od koncové části opěrné plochy

Čím větší tato vzdálenost je, tím větší je míra stability. Protipříkladem může být například sprinter před vyběhnutím.

Sprinter se ohýbá dopředu ve směru pohybu, čímž se zkracuje vzdálenost těžiště těla od okraje opěrné plochy, snižuje se stabilita, zvyšují se pohybové možnosti a sprinter tak může rychleji vyběhnout (Bäumler & Schneider, 1981).

1.2.3.6.4 Tělesná hmotnost

S rostoucí tělesnou hmotností roste míra stability. Velký význam má toto kritérium v již zmiňovaném bojovém sportu sumo (Bäumler & Schneider, 1981).

1.2.3.6.5 Poloha těla

Leh je nejstabilnější poloha, neboť opěrná plocha odpovídá velikosti celého těla. Stoj je náročnější na udržení posturální stability než např. sed. Důvodem je výše uložené těžiště těla od opěrné plochy a menší velikost opěrné plochy. Stoj na ruce je pozice náročná jak na stabilitu, tak fyzicky. Opěrná oblast je velmi malá, těžiště těla je umístěno vysoko od opěrné plochy a svaly paže jsou většinou slabé (Bäumler & Schneider, 1981).

1.2.4 Strategie pro udržování posturální stability

Jedná se o automatické posturální odezvy, které využíváme k udržení posturální stability, pokud dochází k dynamickým posunům těžiště. Každý pohyb prováděný ve stoji způsobuje, že těžiště těla se pohybuje nad opěrnou bází. Může se jednat o pohyb, který si sami indikujeme (uchopit nějaký předmět) nebo o pohyb vyvolaný externě jako reakce na neočekávaný podnět (někdo do nás strčí). Pomocí těchto strategií jsme schopni s jistotou a s pocitem bezpečí obnovit a udržet rovnováhu. Rozlišujeme pohybové strategie statické a dynamické (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Vařeka, 2002b).

1.2.4.1 Statické strategie

1.2.4.1.1 Hlezenní a kyčelní strategie (Ankle and Hip Strategy)

Principem těchto strategií je svalová aktivita udržující těžiště v rámci opěrné báze (Alghwiri & Whitney, 2012). Hlezenní strategie je mechanismus, který koriguje vychýlení těžiště pomocí kontrakce distálních svalů dolních končetin. Tento mechanismus lze uplatnit pouze u malých vychylek v anteroposteriorním směru (Winter, 1995).

V případě většího vychýlení těžiště nebo dokonce v případě poruch posturální stability dochází k využití kyčelní strategie, která má uplatnění především v mediolaterálním směru zvýšenou aktivitou abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu

(Winter, 1995). Může být však zapojena v případě působení větších zevních sil i v anteroposteriorním směru. Příkladem, kdy už k udržení rovnováhy nestačí pouze hlezenní strategie, jsou centrální neurologické léze. Výsledkem je zvýšené kolísání již ve stoji, s čím se pojí i zvýšená nejistota. Pacienti tento deficit kompenzují často přenesením váhy na „lepší“ nohu nebo využíváním kyčelní strategie. Jinou příčinou může být periferní paréza, zpožděná doba svalové odezvy nebo pomalá doba kontrakce distálních svalů nohou (Umphred, 2013).

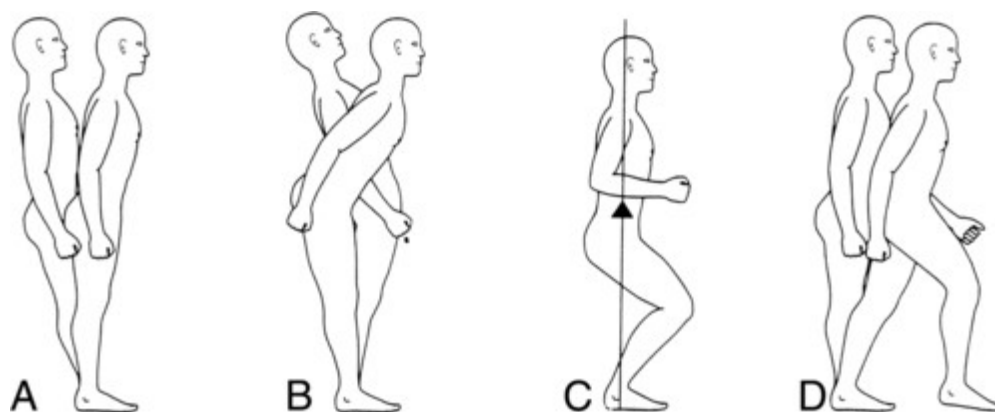
1.2.4.2 Dynamické strategie

1.2.4.2.1 Kroková strategie (Stepping Strategy)

Mezi dynamické strategie patří strategie kroková, která se využívá ve chvíli, kdy už ani předchozí statické strategie nejsou schopny udržet rovnováhu. Pro obnovení stability je nutné udělat jeden či více kroků ve směru ztráty stability nebo jiným způsobem zvětšit opěrnou bázi (Vařeka, 2002b). Zpravidla dochází současně k pohybu horních končetin. V případě, že ani pohybové strategie nedokáží zajistit posturální stabilitu, aktivuje se program řízeného pádu, při kterém dojde např. k extenzi horních končetin za účelem zmírnění pádu a ochrany hlavy před zraněním, které by při pádu mohlo nastat (Vařeka, 2002b; Winter, 1995).

1.2.4.3 Suspenzorní strategie (Suspensory Strategy)

Hasson (1994) ještě rozlišuje suspenzorní strategii, při které dochází k přiblížení těžiště těla k opěrné bázi pomocí oboustranné flexe dolních končetin (pomocí dřepu). Tím dojde ke zvýšení stability. Tato strategie se využívá v případě kombinace stability a mobility, např. při jízdě na snowboardu nebo u windsurfingu.



Obrázek 1.4 – Posturální strategie (Hasson, 1994)

A – hlezenní; B – kyčelní; C – suspensorní; D – kroková

1.3 Posturální motorika

Posturální motorika je podvědomá část motoriky, která zajišťuje vzpřímený postoj a vzájemné postavení jednotlivých segmentů těla vůči sobě. Neustále reaguje na gravitaci a síly působící na tělo a chrání tak tělo před pádem. Statická posturální motorika zajišťuje klidovou výchozí polohu těla (atitudu), dynamická posturální motorika stabilizuje tělo v průběhu pohybu a zajišťuje konečnou polohu. Posturální motorika poskytuje vědomý pocit jistoty (Čápková, 2008; Rokyta, 2015). Posturální motoriku doprovází posturální stabilizace, která je potřebná pro její optimální funkci.

1.4 Posturální stabilizace

Posturální stabilizace je proces, kdy jsou jednotlivé segmenty těla koordinovanou svalovou aktivitou, která je řízena centrálním nervovým systémem, udržovány proti působení zevní sil v takovém postavení, aby byly rovnoměrně zatěžovány. Posturální stabilizace zajišťuje zpevnění segmentů těla, díky čemuž jsme schopni dosáhnout vzpřímeného držení i proti působení gravitační síly a lokomoci těla jako celku (Kolář, 2009).

1.5 Posturální reaktibilita

Posturální reaktibilita je označovaná dle Koláře (2009) jako reakční stabilizační funkce, kdy je při pohybu náročném na silové působení (např. při zvednutí a držení břemene) generována kontrakční svalová síla k překonání odporu. Podstatou je vytvoření co nejstabilnějšího punctum fixum zpevněním jedné úponové části svalu, aby druhá úponová část, označovaná jako punctum mobile, mohla provádět pohyb v kloubu. Posturální reaktibilita je součástí každého cíleného pohybu.

1.6 Poruchy rovnováhy

Porucha rovnováhy je nepříjemný stav, který člověka omezuje v provádění běžných činností a tím omezuje kvalitu jeho života.

1.6.1 Subjektivní příznaky

Existuje řada příznaků poruchy rovnováhy, které jsou vnímány subjektivně. Mezi nejčastější patří pocit závratí, opilsti, nejistoty, houpání, tahu do strany nebo rotace. U každého člověka se můžou lišit dobou trvání a intenzitou. S poruchami rovnováhy se mohou vyskytovat i neurologické příznaky, jako jsou bolesti hlavy, obtíže s viděním, poruchy myšlení nebo paměti, svalová slabost nebo ztuhlost aj. Všechny tyto příznaky vedou nakonec k psychickému rozladění a mohou zapříčinit až psychickou poruchu (Vrabec, 2002).

1.6.2 Objektivní příznaky

Mezi příznaky, kterou je možné objektivně sledovat, patří nystagmus a ataxie. Nystagmus představuje nekontrolovatelný, rytmicky se opakující pohyb očních bulbů, charakteristický pomalým pohybem očí jedním směrem s následným rychlým pohybem směrem opačným. Fyziologicky k nystagmu dochází při sledování ubíhajícího obrazu při jízdě dopravním prostředkem. Ataxie je porucha koordinace pohybů způsobená dysfunkcí nervového systému – v tomto případě se jedná především o poruchy chůze nebo postoje (Vrabec, 2002).

1.6.3 Příčiny

Příčinami poruch rovnováhy mohou být traumata (především hlavy a páteře), ušní záněty (infekce postihující VA), ototoxické látky (látky poškozující struktury vnitřního ucha), poruchy cévního zásobení vnitřního ucha nebo mozku, poškození mozečku, polyneuropatie dolních končetin (diabetická, zánětlivá, toxická, u onkologických pacientů), oslabení svalů DKK, poruchy hybnosti krční páteře aj. (Vrabec, 2002).

1.6.4 Diagnostika

Pro diagnostiku onemocnění je nejdůležitější podrobný popis subjektivních obtíží pacienta. Dále se provádí kompletní vyšetření celkového stavu pacienta u praktického lékaře a v případě potřeby speciální neurologické, ORL, oftalmologické, interní či ortopedické vyšetření (Vrabec, 2002).

1.6.5 Terapie

Mezi terapii poruch rovnováhy řadíme farmakoterapii, dietní opatření, rehabilitaci a fyzikální terapii a v těžších případech i chirurgickou léčbu (Vrabec, 2002).

Jaký typ léčby zvolíme, závisí především na příčině poruchy rovnováhy. Zvolený postup léčby bude u každé příčiny vypadat jinak. Např. při poruše cévního zásobení vnitřního ucha zvolíme z farmakoterapie vazodilatancia, zatímco u svalových spasmů krční páteře jsou vhodnými léky myorelaxancia. Cílem je tedy odstranit příčinu obtíží, pokud je to možné. V některých případech však dokážeme pouze utlumit příznaky (Vrabec, 2002).

1.7 Vyšetření rovnováhy

Vyšetření rovnováhy je značně problematické a zdlouhavé, protože většina testů se nezaměřuje na vyšetření všech složek podílejících se na udržování posturální stability. Vyšetření rovnováhy lze rozdělit na vyšetření funkční, statické, dynamické a přístrojové.

1.7.1 Funkční vyšetření

1.7.1.1 Vyšetření kognitivní složky rovnováhy

I když je udržování posturální stability automatický proces, vyžaduje část pozornosti. Čím náročnější je daný posturálně stabilizační úkol, tím vyšší jsou nároky na pozornost. Člověk s kognitivním deficitem není schopen věnovat pozornost kognitivní a motorické činnosti zároveň. Zvyšuje se tak riziko instability, a tedy i pádu.

Pro hodnocení kognitivní složky rovnováhy se využívá kognitivně-motorické vyšetření v „dual task“ úkolech. Pacient musí odečítat číslo 3 nebo 7 od čísla vyššího, než je 50 (Silsupadol et al., 2006).

Nejprve pacienta požádáme o provedení pouze kognitivního úkolu, abychom zjistili, zdali zvládá tento úkol samostatně. Až poté vyžadujeme zařazení kognitivního úkolu k zadané motorické činnosti a sledujeme, jak se změnil pacientův výkon.

1.7.1.2 Vyšetření rovnováhy pomocí Bergové funkční škály

Berg Balance Scale (BBS nebo zkráceně také test Bergové) je vyšetření rovnováhy, které mělo mít původně uplatnění pouze u hodnocení rovnováhy geriatrických pacientů, jeho využití se však rozšířilo u dalších diagnóz. Tento test vytvořila Katherine Bergová v roce 1989. Skládá ze 14 úkolů:

1. sed bez opory,
2. postavení ze sedu,
3. stoj bez opory,
4. stoj se zavřenýma očima,
5. stoj spojný,
6. reaching ve stoje (natahování HK dopředu v předpažení),
7. zvednutí předmětu ze země,
8. pohled za předmětem (rotace hlavy, fixovaný trup),
9. otočení o 360°,
10. počet naměřených kontaktů,
11. stoj na jedné noze,
12. tandemový stoj,
13. posazení,
14. přesun ze židle na postel.

Toto vyšetření hodnotí pouze klidovou (úkol 1, 2, 3) a proaktivní posturální stabilitu (úkol 4–14), nikoliv však reaktivní. Výsledky se vyhodnocují pomocí 5stupňové škály (0–4), kdy stupeň 4 představuje plný rozsah provedení daného úkolu (Alghwiri & Whitney, 2012; Švestková 2013).

1.7.1.3 Timed Up and Go Test

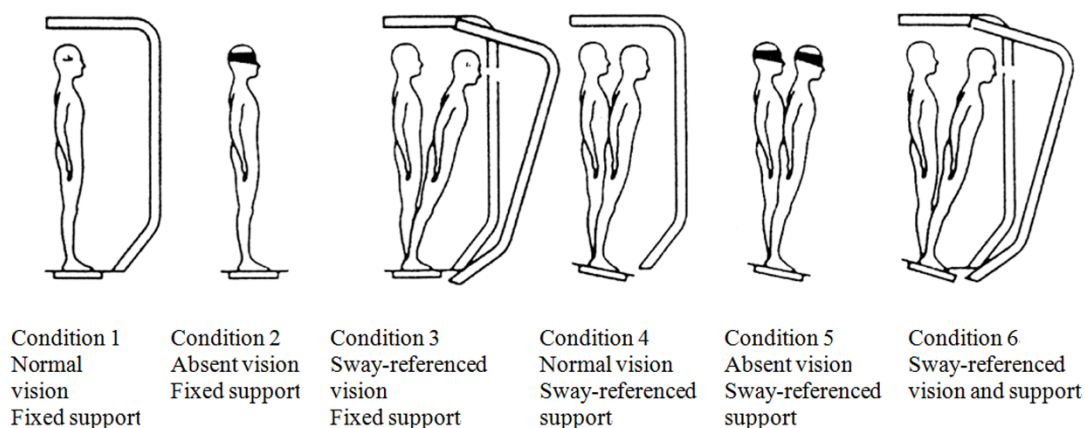
TUG je běžně používaný klinický test, který slouží primárně ke zhodnocení pacientovy lokomoce, na které se podílí i rovnováha. Byl vyvinut v roce 1991. Tento test hodnotí, za jak dlouho pacient provede několik jednoduchých úkonů – za jak dlouho se pacient zvedne ze židle, ujde tři metry po vyznačené linii na podlaze, otočí se a vrátí se zpět k židli, na kterou se posadí (Shumway-Cook et al., 2000).

Pacient tedy začíná z pozice sedu na židli, záda i předloktí jsou opřena. Pokud pacient používá při chůzi pomůcku, má ji připravenou u ruky a zadaný úkol provádí s ní. Vyhodnocení TUG testu je vyjádřeno časem v sekundách. Vyšetřovaný má možnost vyzkoušet si test jednou, aniž by byl zaznamenáván čas. Test slouží především k hodnocení chůze a rovnováhy a k identifikaci osob se zvýšeným rizikem pádu. Má vysokou senzitivitu (87 %) a specifitu (87 %) pro predikci pádů (Alghwiri & Whitney, 2012). Shumway-Cook a jeho kolegové (2000) používají hraniční TUG skóre 13,5 s.

Existují dvě modifikace TUG testu: TUG Cognitive test a TUG Manual test. Principem těchto testů je vykonání dvou úkolů současně – průběh TUG je doplněn kognitivním nebo manuálním úkolem (Shumway-Cook et al., 2000).

1.7.1.4 Vyšetření rovnováhy pomocí CTSIB

Clinical Test of Sensory Interaction and Balance nebo také uváděný Sensory Organisation Balance Test (SOT) je test, který identifikuje abnormality především v senzorické složce posturální stability. Zároveň lze pomocí tohoto testu vyšetřit reaktivní posturální stabilitu. Jedná se o 6 různých situací, během kterých se hodnotí, jak je pacient schopen využívat aferentní vstup ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického systému. Pacient během vyšetření stojí vždy vzpřímeně, horní končetiny má překřížené na hrudi. Hodnotí se, jak dlouho je pacient schopen udržet výchozí pozici. Maximální časový rozsah je 30 sekund (Shumway-Cook & Horak, 1986; Yeh et al., 2014).



Obrázek 1.7 – Modality situací u CTSIB (Yeh et al., 2014)

1.7.2 Vyšetření statické rovnováhy

Představitelem vyšetření statické rovnováhy je Rhombergova zkouška. Jedná se o běžně používaný test, při kterém je postupně zvyšována obtížnost stoje. Test se skládá ze 3 modifikací, značených Rhomberg I až III. Rhomberg I představuje stoj o normální bázi chodidel na šířku ramen, Rhomberg II stoj o úzké bázi neboli stoj spojný, Rhomberg III stoj o úzké bázi se zavřenými očima. Během vyšetření sledujeme aktivitu šlach extenzorů v oblasti chodila a bérce, přítomnost titubací a Rhombergova příznaku (zhoršení rovnováhy při zavřených očích) (Opavský, 2003).

Míra instability a směr titubací při vyloučení zrakové kontroly nám pomáhá v diagnostice poruch rovnováhy. V případě vestibulární a spinální ataxie bude Rhomberg III označen jako pozitivní. U vestibulární ataxie dochází při vyloučení zraku k titubaci až pádu ve směru postiženého vestibulárního aparátu. U spinální ataxie dochází k výraznému zhoršení rovnováhy s titubacemi různého směru. V případě mozečkové ataxie nemá zraková kontrola vliv na posturální stabilitu, tudíž míra kolísání zůstává stejná jak při otevřených, tak při zavřených očích, a Rhomberg III je tedy negativní (Opavský, 2005; Véle, 2006).

Další důležitou modifikací stoje, která by měla být vyšetřena, je stoj na jedné dolní končetině, neboť tato jednobodová opora tvoří 90 % krokového cyklu. Stoj na jedné DK s otevřenými očima by měl být zdravý člověk schopný udržet alespoň 10 sekund (Véle, 2006).

1.7.3 Vyšetření dynamické rovnováhy

Mezi testy dynamické rovnováhy patří vyšetření chůze a jejich různých modifikací, jako jsou např. chůze s otevřenýma a zavřenýma očima, chůze po špičkách, po patách, v podřepu, do schodů, ze schodů, tandemová chůze apod.

Během vyšetření chůze si všímáme posturální jistoty při chůzi, rytmu chůze, délky a frekvenci kroků, odvíjení plosky, souhybů horních končetin a trupu, udržování přímého směru a veškerých rozdílů mezi chůzí s otevřenýma a zavřenýma očima. Například pacient s periferním vestibulárním syndromem má rozšířenou opěrnou bázi a zpomalenou rychlost chůze (Čakrt & Jeřábek, 2017). Důležité je také vyšetřit chůzi v jiném terénu či na různých površích, na které se může běžně během dne dostat.

1.7.4 Přístrojové vyšetření rovnováhy

Výhodami přístrojového vyšetření v porovnání s klinickým vyšetřením jsou rychlejší analýza dat, nezatížení výsledků subjektivní interpretací, přínos specifitějších dat a větší senzitivita k malým změnám. Ve srovnání s funkčními testy rovnováhy dokáže přístrojové vyšetření detekovat i nepatrný posun těžiště. Mezi nevýhody patří především finanční, časová a prostorová náročnost (Chang et al., 2013; Mancini & Horak, 2010; Visser et al., 2008).

1.7.4.1 Posturografie

Posturografie patří mezi objektivní přístrojová vyšetření rovnováhy, během kterého pacient stojí na posturografické plošině podložené snímači, které zaznamenávají změnu COP. COP odpovídá projekci těžiště těla do opěrné báze. Během stoje má plocha, kde se změny COP při měření nejvíce koncentrují, tvar elipsy, proto se tento parametr nazývá konfidenční elipsa. „V praxi se nejvíce používá plocha 90 % či 95 % z celkové plochy všech COP“ (Kolář, 2009). U posturografického měření je možné hodnotit např. plochu zmiňované konfidenční elipsy, délku trajektorie, kterou urazil COP v průběhu měření, maximální odchylku COP v anteroposteriorní i mediolaterální rovině, průměrnou pozici COP v anteroposteriorní i mediolaterální rovině. Během vyšetření využívá pacient k udržení posturální stability pohybové strategie, kdy podle náročnosti modifikace stoje uplatňuje hlezenní nebo kyčelní strategii. Z posturografického vyšetření se získávají hodnoty, vyjadřující míru vychýlení těžiště z oblasti opěrné báze neboli míru titubací.

Čím vyšší hodnoty jsou, tím horší je posturální stabilita jedince. Posturografii využíváme k objektivizaci balančního deficitu u pacientů s poruchami rovnováhy, nikoliv však ke stanovení diagnózy pouze na základě výsledků měření. Avšak existují posturografická data, která jsou natolik specifická, že odpovídají určitým neurologickým onemocnění, tudíž je lze uplatnit v diferenciální diagnostice (Čákr et al., 2011; Kolář, 2009).

Rozlišujeme posturografii statickou a dynamickou (Kolář, 2009; Míková, 2007; Vařeka, 2002)

1.7.4.2 Statická posturografie

Ze statického posturografického vyšetření získáváme kvantitativní vyhodnocení posturální stability při stoji na pevné, nepohyblivé plošině.

Stabilita stoje je hodnocena pomocí různých parametrů při různých kombinacích senzorického vstupu (při otevřených a zavřených očích, na stabilní a pěnové podložce). Vyšetření těchto různých kombinací umožňuje posoudit vliv jednotlivých senzorických systémů na udržení rovnováhy (Černý, Čákr a Jeřábek, 2017). Vyšetřovaný využívá k udržení rovnováhy hlezenní strategii (Pastucha et al., 2013). „Je založena na principu měření výkyvů souřadnic centra opěrných sil“ (Dršata, 2008).

1.7.4.3 Dynamická posturografie

Dynamické posturografické vyšetření hodnotí posturální stabilitu, přesněji reakční časy balančních reakcí pacienta, při stoji na pohyblivé plošině nebo při pohybu pacienta po plošině. V prvním případě se snímá a analyzuje motorická odpověď na neočekávaný destabilizační zevní impulz. Plošina se může pohybovat v anteroposteriorním i mediolaterálním směru nebo může dojít k jejímu vodorovnému sklopení. Dokáže rozeznat, zda se jedná o senzorický nebo motorický deficit posturální stability (Kolář, 2009).

Dynamická posturografie nemusí sloužit pouze jako vyšetřovací metoda, ale i jako rehabilitační pomůcka pro zlepšení posturální stability, především reaktivní posturální stability. Uplatňuje se během ní kromě hlezenní strategie i strategie kyčelní.

Pomocí statické posturografie lze také zhodnotit stav somatosenzorického systému a pomocí dynamické posturografie stav vestibulárního a zrakového aparátu. Na pevném povrchu totiž spoléháme ze 70 % na informace získané z proprioceptorů,

zatímco na nestabilní plošině se zvyšuje příjem vestibulárních a zrakových informací (Králíček, 2002; Peterka, 2002).

1.8 Řízení pohybu

Lidské tělo je otevřený biologický systém, který na základě zpětnovazebních informací o vnitřním stavu systému reaguje na podněty vnějšího prostředí. „Vzájemná interakce mezi vnějšími a vnitřními podněty a jejich zpětnovazebními řídicími procesy jsou determinanty cílených pohybových manévřů“ (Vaverka, 2011).

Pohyb je charakterizován řídicím centrálním a periferním systémem, svalovým systémem jakožto producentem vnitřních sil, které jsou prostřednictvím kloubního systému a jeho pasivních elementů přeneseny na segment. Na výsledek pohybové akce má také vliv vnější prostředí a vnější fyzikální síly (Vaverka, 2011).

1.9 Motorika

Motorika je základní vlastnost každého živého organismu, která se projevuje koordinovanou činností kosterního svalstva. Díky motorice jsme schopni vykonávat pohyby a udržet určité postavení těla v prostoru. Podle toho, jaké svalové skupiny se do této činnosti zapojují a jaké jsou nároky na preciznost jejich provedení, rozlišujeme motoriku hrubou a jemnou. Hrubou motoriku zajišťují velké svalové skupiny a můžeme si pod ní představit např. chůzi. Jemnou pak zajišťují malé drobné svaly, které se zapojují především při manipulačních pohybech rukou a prstů, např. při psaní, kreslení. Tyto pohyby mají vysoké nároky na přesnost provedení a rozsah pohybu je zde omezený. Další možností rozdělení motoriky je klasifikace z hlediska učení a přeučování daných pohybů. Tak můžeme rozlišovat motoriku cílenou (volní, úmyslnou) a opěrnou (mimovolní, reflexní). Při každém pohybu se uplatňují obě složky, avšak v různé míře (Ambler, 2011; Mysliveček, 2003; Véle, 1997).

1.9.1 Hierarchie řízení motoriky

Pro pochopení MU je nutné mít znalosti o nervovém řízení a regulaci pohybu. Motorika je řízena prostřednictvím motorických programů, které se odehrávají na několika úrovních CNS – autonomní, spinální, subkortikální a kortikální. Ty jsou hierarchicky členěné, ale vzájemně spolupracují. Ve frontální a limbické oblasti mozkové

kůry se zrodí myšlenka na pohyb. Asociační oblast vytvoří komplexní plán provedení pohybu, který je následně poslán do bazálních ganglií. Bazální ganglia přijímají a zpracovávají všechny informace potřebné k vytvoření ideálního pohybového vzorce, který poté posílají přes thalamus do primární motorické oblasti. Primární motorická oblast vyšle příkaz k provedení pohybu cestou pyramidové dráhy. Informace je předána alfa motoneuronům v předních rozích míšních a motorickým jádrům hlavových nervů v mozkovém kmeni. Příkaz tak putuje k příčně pruhovaným svalům. Proprioceptory zpětně informují motorickou kůru. Bazální ganglia spolu s mozkovou kůrou tvoří zpětnovazebný okruh. Mozeček slouží jako další senzomotorická integrační oblast – neustále informuje motorickou kůru o možnostech pohybu vzhledem k poloze a pohybu těla v prostoru, kontroluje kvantitu a kvalitu pohybu, což umožňuje případné korekce pohybu (Ambler, 2011; Dylevský, 2009; Kittnar, 2011; Véle, 2006). Důležitou oblastí je limbický systém, který difúzně ovlivňuje celkový motorický projev člověka. Podílí se také na vytváření paměťové stopy, která je potřebná pro motorické učení – limbický systém dává emoční náboj informacím potřebným pro vznik a fixaci motorických programů, a tím podporuje fixaci těchto informací (Stackeová, 2011; Véle, 2006).

1.10 Motorické učení

Motorické učení je velmi důležitou součástí lidského vývoje. Je to proces, jehož konečným výsledkem jsou motorické dovednosti. Motorickým učením tedy získáváme motorický předpoklad úspěšně provést určitou pohybovou činnost (Belej, 2001; Pavlík et al., 2010). Osvojujeme si tak, zdokonalujeme a upevňujeme pohybové dovednosti a k tomu i potřebné vědomosti (Perič, 2004). Proto by bylo přesnější označení „senzomotorické učení“. Nejedná se totiž o izolovaný proces, při kterém by docházelo k osvojování pohybů pouze příčně pruhovaného svalstva. Každého motorického učení se účastní také učení senzorické – člověk při tomto procesu neustále přemýšlí, vnímá své okolí, je schopen si uvědomit, zda je pro něj daný pohyb nový, nebo zda se o něj již někdy pokoušel (Měkota & Cuberek, 2007).

1.11 Motorické učení ve fyzioterapii

Veškeré pohybové techniky ve fyzioterapii a obecně v rehabilitaci jsou založeny na motorickém učení. Zde je uvedeno jen několik příkladů speciálních fyzioterapeutických metod, které se často využívají i v rámci terapie poruch rovnováhy.

1.11.1 Senzomotorická stimulace

Senzomotorická stimulace je fyzioterapeutická metoda, která pracuje s dvoustupňovým modelem motorického učení. První stupeň je charakteristický postupným zabudováním pohybového programu v CNS na základě opakování nového pohybu. V druhém stupni dochází k automatizaci pohybu a k jeho přirozenému zapojení do běžných pohybových aktivit. Tato metoda využívá řadu pomůcek – kulové a válcové úseče, balanční sandály a míče. Na základě jejich využití se stupňuje náročnost a obtížnost cviků (Janda & Vávrová, 1992; Kolář, 2009).

1.11.2 Metoda Roswithy Brunkow

Další metodou, u které hraje důležitou roli vědomé motorické učení, je metoda Brunkow. Zde je základní myšlenkou, že na postavení těla vzhledem k trupu a hlavě závisí motorická aktivita svalů. Správným nastavením horních a dolních končetin do opory dochází k aktivaci diagonálních svalových řetězců. To vede následně k napřímění trupu a k aktivaci HSS. Při výběru pozic vzpěrných cvičení se vychází z jednotlivých stupňů motorického vývoje dítěte. Tato metoda pracuje s využitím speciálních facilitačních a inhibičních technik k ovlivnění motoriky. Facilitace se využívá u oslabených svalových skupin, zatímco inhibice u přetížených svalových skupin (Kolář, 2009).

1.11.3 Dynamická neuromuskulární stabilizace

DNS je fyzioterapeutická metoda, která se zaměřuje na ovlivnění funkce svalu v jeho posturálně lokomoční funkci. DNS vychází z principů posturální ontogeneze. Volí se takové cviky, ve kterých je konkrétní sval začleněn do biomechanických řetězců, které jsou odvozovány z anatomických souvislostí (ze začátku a úponu svalu) a z řídicích procesů CNS. Cílem je ovlivnit tento sval v jeho stabilizační funkci, ve které se často projevuje jeho insuficience. Takovou situaci nazýváme posturální instabilita.

Při posturální instabilitě se při stabilizaci segmentů zapojují svaly v nesprávném pořadí nebo svaly, které by se stabilizace správně účastnit neměly. Cílem DNS je podpořit stabilizační funkci konkrétního svalu a dosáhnout tak optimálního zapojení svalů (Kolář, 2009).

1.11.4 Brügger koncept

V případě, že na pohybový aparát působí patologicky změněná aferentní signalizace, tzv. rušivé faktory, je o tom informován centrální nervový systém. Ten na tuto zprávu reaguje spuštěním ochranného pohybového programu, který dále aktivuje ochranné reakce v pohybové soustavě s cílem zabránit tomuto působení rušivých faktorů. Aktivace ochranných reakcí má vliv na držení těla a na průběh pohybů. Následkem dlouhodobého patologického dráždění dochází ke svalové dysbalanci a k přetížení struktur jako jsou svaly, vazy a klouby. Principem této metody je rozpoznat a eliminovat působení rušivých faktorů, obnovit správné držení těla a svalovou spolupráci (Kolář, 2009).

1.11.5 Aktivní terapie v závěsu (Sling Exercise Therapy)

Jedná se o aktivní cvičení s pomocí závěsného zařízení zvané Redcord, které se skládá ze sady popruhů, lan a pojízdné stropní nebo mobilní konstrukce. Během cvičení jsou svaly vystaveny intenzivnímu senzomotorickému podnětu a je vyžadováno celkové napětí globálního svalstva. U této terapie není limitace ve využití; lze ji použít u pacientů různých věkových skupin, pohlaví a fyzické zdatnosti. Zátěž cvičení lze upravit individuálně, a to změnou pozice pacienta (změnou úhlu těla vůči zemi) či změnou délky páky (Kolář, 2009).

1.12 Průběh MU

Průběh motorického učení závisí na řadě faktorů. Významný vliv mají především motorická docilita, věk, kdy je motorické učení započato, dosavadní pohybové zkušenosti, zdravotní stav, přístup člověka a prostředí, ve kterém se člověk nachází. Motorická docilita představuje schopnost a dovednost adekvátně rychle a přesně si osvojovat nové pohyby a jejich sestavy. Všechny tyto zmíněné faktory neovlivňují jen průběh motorického učení, ale i jeho výsledky. Každý z těchto faktorů může působit

pozitivně nebo negativně. Z praktického hlediska je při nácviku dané pohybové dovednosti nejdůležitější čas věnovaný nácviku a počet opakování. Průběh motorického učení je však velmi individuální, každý z nás se učí jinou rychlostí (Rychtecký & Fialová, 1998).

1.13 Fáze motorického učení

Proces motorického učení se odehrává ve čtyřech fázích. Není možné některou z fází přeskóčit, lze ji však urychlit (Rychtecký & Fialová, 1998).

1.13.1 Fáze I. – generalizace (hrubá koordinace)

První fáze je charakteristická vysokou mentální aktivitou a nízkou úrovní dovedností. V první fázi seznámíme probanda s pohybovou činností, kterou budeme motorickým učním ovlivňovat. Proband se pokusí o praktické provedení zadaného úkolu. Projevy pohybové dovednosti jsou nekoordinované, zapojují se nežádoucí svaly, které se správně daného pohybu neúčastní (důsledek tzv. iradiace). Nedošlo ještě k osvojení pohybové dovednosti. Dochází však k myšlenkovému zpracování zadaného úkolu a k vytvoření představy pohybu. Během první fáze je silně zapojena mentální a zraková kontrola. Již v této fázi může vzniknout odpor k dalšímu nácviku (Choutka & Dovalil, 1991; Jansa, 2014; Rychtecký & Fialová, 1998; Vilímová, 2009).

1.13.2 Fáze II. – diferenciacce (jemná koordinace)

V druhé fázi proband provádí opakovaně nácvik pohybové dovednosti. Začíná si již pohybovou dovednost osvojovat na základě změn procesů v CNS, dochází k upevňování těch pohybů, které směřují ke správnému provedení nacvičované dovednosti. Proband však prováděné pohyby stále soustředěně sleduje. V důsledku monotónního provádění nácviku může dojít k poklesu zájmu, a tedy i aktivity probanda. Hrozí tak plató efekt neboli stagnace. K tomu dochází, pokud na průběh motorického učení působí více negativních činitelů (v tomto případě pokles zájmu a aktivity) než pozitivních. Proto je potřeba probanda stimulovat a přiměřeně aktivovat, například pomocí zpětnovazebního posílení – po provedení pohybového úkolu pochválit či změnit způsob nácviku, aniž by to ovlivnilo průběh MU (Choutka & Dovalil, 1991; Jansa, 2014; Rychtecký & Fialová, 1998; Vilímová, 2009).

1.13.3 Fáze III. – automatizace

Třetí fáze je charakteristická nízkou mentální aktivitou a vysokou úrovní dovedností. Dochází ke zdokonalování pohybové dovednosti, pohyby jsou prováděné koordinovaně, přesně a ekonomicky. V případě nácviku procesu, který se skládá z více pohybových dovedností, jsou jednotlivé dovednosti po izolovaném nácviku začleněny do jedné soustavy (Choutka & Dovalil, 1991; Jansa, 2014; Rychtecký & Fialová, 1998; Vilímová, 2009).

1.13.4 Fáze IV. – variabilní kreativita (pohybová tvořivost)

Čtvrtá poslední fáze je fází konečného osvojení, automatizace pohybové dovednosti. Pohyby jsou již koordinované, z hlediska energie ekonomicky prováděné. V této fázi se začíná znovu vysoce zapojovat mentální aktivita probanda. Proband je schopen osvojenou dovednost použít v měnících se podmínkách a modifikovat ji dle potřeby (Choutka & Dovalil, 1991; Jansa, 2014; Rychtecký & Fialová, 1998; Vilímová, 2009).

1.14 Motorické učení a systém Homebalance

Systém Homebalance je rehabilitační přístroj, který se využívá v rámci senzomotorického tréninku.

Trénink probíhá na stabilometrické plošině Nintendo Wii, která je prostřednictvím Bluetooth propojená se zařízením (většinou tabletem), v němž je zabudovaný software tohoto systému. Tento systém byl vyvinut v Centru podpory aplikačních výstupů a spin-off firem na 1. LF UK ve spolupráci s FBMI ČVUT pro využití ve zdravotnických zařízeních a domácím prostředí uživatelů (Janatová et al., 2015 a 2016).

„Terapie s využitím systému Homebalance má příznivý efekt zejména na stabilitu, koordinaci pohybů, prostorovou orientaci, délku reakční doby, paměť, pozornost, motivaci k pravidelnému cvičení a psychickou pohodu uživatele“ (Homebalance, 2015).

Motorické učení na plošině Homebalance probíhá formou hry. K terapii poruch rovnováhy využívá systém Homebalance kombinaci virtuální reality a audiovizuální zpětné vazby. Během cvičení vzniká interakce uživatele s virtuálním prostředím v tabletu (Janatová et al., 2015 a 2016).

Úkolem je měnit pozici zobrazovaného objektu změnami polohy svého těžiště na zvýrazněné pole. Zobrazovaný objekt musí setrvat na daném zvýrazněném poli po určitý časový interval, který je dopředu nastavený. Dopředu je také nastaven počet zvýrazněných polí, na která musí být objekt přemístěn. Po absolvování všech dopředu nastavených polí je vygenerován čas, jak dlouho trvalo splnění úkolu. Výsledky jsou ukládány do paměti zařízení. Plnění úkolů může být prováděné v různých modifikacích stojů, např. ve stoji o široké nebo úzké bázi, ve stoji na jedné noze nebo také v tandemovém stoji.

1.15 Důležité pojmy

1.15.1 Pohybové schopnosti

Pohybové schopnosti jsou biologické (ne však jediné) předpoklady k pohybové činnosti. Rozlišujeme motorické schopnosti kondiční (např. vytrvalost, síla), koordinační (např. rovnováha, reakční rychlost) a hybridní (kombinace dvou předchozích, např. rychlost).

Soubor několika pohybových schopností je podkladem pro pohybovou dovednost a jedna konkrétní pohybová schopnost se může uplatňovat v různých pohybových dovednostech. Například pro běh je důležitá nejen vytrvalost či síla, ale také rychlost (Měkota & Novosad, 2007).

1.15.2 Pohybový návyk

Pohybový návyk je takový výsledek motorického učení, kdy si naučenou pohybovou dovednost jejím častým opakováním zautomatizujeme a provádíme ji pak za snížené kontroly vědomí. Nepřemýšlíme zvlášť nad každým pohybem, který daná pohybová dovednost vyžaduje, naopak pohybovou činnost vnímáme jako ustálenou soustavu (Vilímová, 2002).

1.15.3 Pohybová dovednost

Pohybová dovednost je učním a opakováním vykonáváním získaný předpoklad úspěšně provést určitou pohybovou činnost i za změněných vnějších nebo vnitřních podmínek. Je to schopnost plánovat a realizovat pohybový cíl (Krakauer, 2006). Pohybová dovednost je charakteristická svou proměnlivostí, ekonomičností, účelovostí,

přizpůsobivosti různým podmínkám a možností jejího využití (přenosu) na jiných, podobných činnostech (Caramiaux et al., 2018; Čelikovský et al., 1989; Měkota & Novosad, 2007).

2 PRAKTICKÁ ČÁST

2.1 Cíl práce

Cílem bakalářské práce je prokázat pozitivní vliv motorického učení na rovnováhu mladých dívek. Motorické učení bude probíhat 10 týdnů, s frekvencí jedné jednotky MU týdně, na stabilometrické plošině s využitím interaktivního rehabilitačního systému HomeBalance. Před zahájením a po ukončení motorického učení bude provedeno vstupní a výstupní posturografické vyšetření, kde budou sledovány číselné hodnoty vybraných parametrů. Porovnáním hodnot pomocí statistických metod bude zjištěno, zdali došlo ke zlepšení rovnováhy či nikoliv.

Hypotéza stanovená pro tento výzkum zní takto: „Desetitýdenní motorické učení bude mít pozitivní vliv na rovnováhu zdravých dívek. Výsledky posturografického vyšetření pacientů budou po skončení motorického učení lepší než před zahájením motorického učení.“

2.2 Metodologie bakalářské práce

Jedná se o výzkumný typ práce, zaměřený na sběr dat a jejich parciální analýzu.

Praktické části bakalářské práce se účastnilo 16 dívek ve věkovém rozhraní 19 až 24 let. Výběr probandek byl omezen třemi kritérii: věkem, pohlavím a zdravotním stavem. Probandky byly mladé, zdravé, bez přítomnosti onemocnění či zranění pohybového aparátu v anamnéze. Spolupráce trvala od října 2017 do ledna 2018.

Základem práce bylo získání dat ze vstupního a výstupního statického posturografického vyšetření, ze kterých budou vypočítány a statisticky zpracovány průměrné výsledky.

U probandek nebyla odebrána podrobná anamnéza, ani nebyl proveden kineziologický rozbor. Práce je zaměřená na zpracování a porovnání hodnot získaných ze vstupního a výstupního statického posturografického vyšetření.

Interpretace výsledků z posturografického vyšetření poslouží jako objektivní průkaz vlivu motorického učení na rovnováhu probandek.

Každá probandka podepsala informovaný souhlas, byla podrobně a srozumitelně informována o cíli a postupech bakalářské práce, průběhu zpracování a formě spolupráce. Byla poučena o správném použití přístroje Homebalance a instruována v průběhu posturografického vyšetření.

2.3 Praktický průběh realizace

2.3.1 Posturografické vyšetření – průběh, sběr dat a jejich zpracování

Posturografické vyšetření probíhalo v klidné, tiché místnosti na Klinice rehabilitačního lékařství VFN v Praze. K vyšetření byl použit posturograf Synapsis Posturography System.

Probandky byly před samotným vyšetřením i během vyšetření instruovány.

Byly vyšetřovány tyto varianty stoje:

1. stoj standardizovaný s otevřenýma očima,
2. stoj standardizovaný se zavřenýma očima,
3. Limits of stability – kam až je probandka schopná vychýlit těžiště svého těla,
4. stoj na měkké podložce s otevřenýma očima,
5. stoj na měkké podložce se zavřenýma očima,
6. stoj na jedné noze při standardizovaném stoji,
7. stoj na druhé noze při standardizovaném stoji,
8. stoj na jedné noze na měkké podložce,
9. stoj na druhé noze na měkké podložce,
10. stoj na šířku pánve,
11. stoj o úzké bázi,
12. stoj o úzké bázi se zavřenýma očima.

Probandky musely ve stojích 1, 2, 4 a 5 setrvat 20 s. Tyto varianty stojů byly vyšetřeny dvakrát po sobě. Stoje 6, 7, 8, 9 trvaly 15 s. Poslední tři vyšetřované stoje, tedy stoje 10, 11, 12 byly časově nejdelší – trvaly 30 s.

Za posturografem se nacházel řídicí počítač, se kterým je posturograf propojen. Před zahájením měření se musel v počítačovém programu vytvořit vlastní profil probandky, kam se kromě jména probandky zadávají následující údaje: datum narození, pohlaví, velikost nohy, výška a hmotnost.

Probandky zaujaly výchozí polohu ve vzpřímeném stoji na obou dolních končetinách naboso, horní končetiny měly volně podél těla a hlava byla v takovém postavení, aby oči sledovaly vodorovně křížek na stěně před nimi – to platí v případech, kdy je stoj prováděn za zrakové kontroly. Křížek byl promítán na stěnu pomocí dataprojektoru, který patří k posturografu. Pozice křížku je přizpůsobena tělesné výšce probandky. V případě stojů s vyloučením zraku jsou po dobu měření této varianty stoje oči zavřené.

Při variantách stojů s oběma DKK na zemi, kromě stojů o úzké bázi, byla chodidla umístěna ve vyznačených plochách na měřicí plošině, špičky ani paty nebyly vzájemně v kontaktu. V případě stojů na jedné DK bylo chodidlo umístěné na vyznačené střední čáře plošiny. U stojů o úzké bázi byla chodidla u sebe. Při chybném postavení chodidel u jakékoli varianty stoje by mohlo dojít ke zkreslení výsledků. Poslední tři stoje jsou analogické k Rhombergově testování rovnováhy. Stoj 3 neboli Limits of stability probíhá s otevřenýma očima, ruce jsou volně podél těla. Probandka přenáší váhu ve směru nebo proti směru hodinových ručiček a opisuje tak celou kružnici, to může opakovat vícekrát za sebou. Nesmí dojít k odlepení pat od podložky. Pohyb vychází z kotníků. Testuje se celková plocha, kam až je probandka schopná vychýlit své těžiště a stále přitom udržet rovnováhu.

U statického posturografického měření budou hodnoceny tyto parametry:

- SKG area (mm²) - plocha konfidenční elipsy (90 %) v mm²,
- SKG lenght (mm) - délka trajektorie, kterou urazil COP v průběhu měření, v mm,
- Maximum amplitud ML (mm) - maximální odchylka COP v mediolaterální rovině ve vztahu k základní hodnotě v mm,
- Maximum amplitud AP (mm) - maximální odchylka COP v anteroposteriorní rovině ve vztahu k základní hodnotě v mm.

Výjimkou bude stoj 3, kde budou hodnoceny tyto parametry:

- Maximum amplitud ML (mm),
- Maximum amplitud AP (mm),
- Total area (mm) - celková plocha vychýlení COG bez změny BS v mm,
- Forward area (mm) – plocha vychýlení COG směrem dopředu beze změny BS v mm,
- Backward area (mm) – plocha vychýlení COG směrem dozadu beze změny BS v mm,
- Right area (mm) – plocha vychýlení COG směrem doprava beze změny BS v mm,
- Left area (mm) – plocha vychýlení COG směrem doleva beze změny BS v mm.

Data z posturografu jsou ihned během měření transportována do počítače. Z počítače byla následně po dokončení vyšetření exportována na flash disk. Získaná data byla pro přehlednost a možnost jejich analýzy zanesena do tabulky v MS Excel. Tabulka obsahuje číselné údaje sledovaných parametrů vyšetřovaných variant stojů u všech 16 dívek. Nebyly srovnávány výsledky každého jednotlivce zvlášť, nýbrž výsledky skupiny jako celku. Zpracování vstupních i výstupních dat probíhalo analogicky.



Obrázek 2.1 – Synopsis Posturography System na KRL VFN (vlastní archiv, 2018)

2.3.2 Program motorického učení

Všech 16 dívek absolvovalo 10 jednotek motorického učení s frekvencí jedné jednotky MU týdně, přičemž první jednotka trvala až 20 minut, ostatní přibližně 10–15 minut. Program probíhal na Klinice rehabilitačního lékařství v suterénu III. interní kliniky VFN v Praze.

Motorické učení s využitím systému Homebalance probíhalo formou hry. Cvičební program systému Homebalance je nainstalovaný v tabletu a propojený pomocí Bluetooth se stabilometrickou plošinou, kterou představuje balanční plošina Nintendo

Wii. Probandky měly za úkol měnit pozici zobrazovaného objektu vychylováním svého těžiště. V tomto případě šlo o šachovnici, na které bylo vždy zvýrazněno jedno pole. Referenční bod těžiště (zobrazený objekt) zde představovala zeměkoule, kterou bylo nutné přemístit na dané zvýrazněné pole.

Probandka musela po určité časovou dobu (1 s, v posledních třech úkolech 0,5 s) udržet objekt na daném poli. Poté bylo zvýrazněno jiné pole a celá situace se opakovala. Dopředu byl nastaven určitý počet zvýrazněných polí, na která musel být objekt přemístěn. Po absolvování všech dopředu nastavených polí byl vygenerován čas, jak dlouho probandce tento úkol trval. Využitím vizuálního feedbacku (zpětné vazby) bylo dosaženo aktivního přístupu probandek, které se snažily ovlivnit své výsledky, v tomto případě čas – tj. snažily se zvládnout úkol co nejrychleji, ale zároveň i nejekonomičtěji.

2.3.2.1 Konkrétní popis průběhu jednotky motorického učení

Jednotka motorického učení vždy začíná diagnostikou, která se skládá z:

- Měření statického stoje za zrakové kontroly – Probandka zaujme na plošině klidný vzpřímený stoj na obou dolních končetinách naboso, horní končetiny jsou volně podél těla a hlava v takovém postavení, aby oči sledovaly obrazovku tabletu umístěného před nimi.
- Měření statického stoje bez zrakové kontroly – Probandka zůstává ve stejném postavení jako u předchozího měření, ale oči jsou během tohoto měření zavřené.
- Měření dynamického stoje – Probandka musí přemísťovat zobrazený objekt na náhodně zvýrazněná pole na šachovnici.

Následuje samotné cvičení, která se skládá z několika úkolů:

1. Stranové výchylky – Probandky přemísťují objekt pouze ze středu doprava, zpět na střed a doleva. Objekt musí udržet na zvýrazněném poli po dobu 1 s. Probandky plní úkol dvakrát po sobě.
2. Malé výchylky – Probandky přemísťují objekt pouze na vedlejší pole, avšak do všech směrů. Objekt musí udržet na zvýrazněném poli po dobu 1 s. Probandky plní úkol dvakrát po sobě.
3. Velké výchylky – Objekt i musí udržet na zvýrazněném poli po dobu 1 s. Probandky plní úkol dvakrát po sobě.

Následně probandky provádějí celou sekvenci úkolů 1, 2, 3 podruhé, také vždy každý úkol z této sekvence dvakrát po sobě. Poté následuje:

4. Spirála pravá – Probandky musí přemísťovat objekt do tvaru spirály směrem doprava. Objekt musí udržet na zvýrazněném poli po dobu 1 s. Úkol je proveden dvakrát po sobě.
5. Spirála levá – Probandky musí přemísťovat objekt do tvaru spirály směrem doleva. Objekt musí udržet na zvýrazněném poli po dobu 1 s. Úkol je proveden dvakrát po sobě.
6. Náhodná cesta – Probandkám jsou náhodně generována zvýrazněná políčka v různých vzdálenostech a směrech. Objekt musí udržet na zvýrazněném poli po dobu 0,5 s.
7. Spirála pravá – Analogický průběh jako u úkolu č. 4, akorát musí objekt udržet na zvýrazněném poli po dobu 0,5 s.
8. Spirála levá – Analogický průběh jako u úkolu č. 5, akorát musí objekt udržet na zvýrazněném poli po dobu 0,5 s.

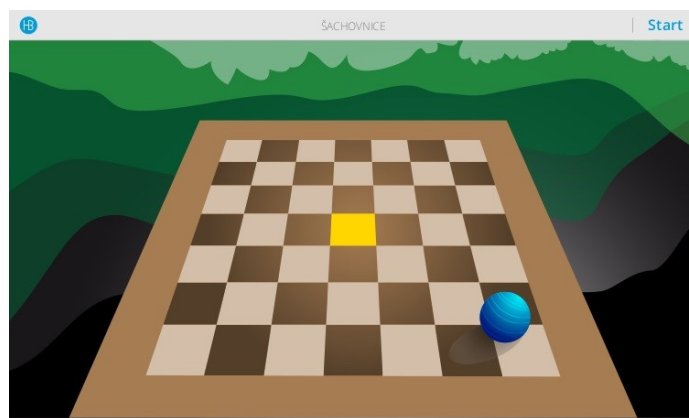
Úkoly 6, 7, 8 vykonávají probandky pouze jednou.

Sekvence změn zvýrazněného pole na šachovnici zůstala u všech jednotek motorického učení stejná. Na závěr se zaznamená celkový čas proběhlé jednotky. Výsledky jsou ukládány do paměti zařízení.

Zaznamenané časy jednotek motorického učení nejsou relevantní pro tuto bakalářskou práci, a proto v ní nebudou zmíněny. Bylo však nutné těchto 10 jednotek absolvovat kvůli cíli bakalářské práce – porovnat úroveň rovnováhy před a po desetitýdenním motorickém učení a zjistit tak, jestli mělo vliv na rovnováhu a došlo k jejímu zlepšení.



Obrázek 2.2 – Stabilometrická plošina Nintendo Wii (vlastní archiv, 2018)



Obrázek 2.3 – Ukázka cvičení se systémem Homebalance (Homebalance, 2015)

2.4 Parciální analýza dat

Na základě předem stanovené hypotézy bylo cílem dosáhnout posunu hodnot, přesněji řečeno, aby naměřené výstupní hodnoty byly nižší než hodnoty vstupní. V takovém případě by se objektivně prokázalo zlepšení rovnováhy probandek. To však neplatí u stoje 3 – zde vzhledem k zvoleným parametrům Total area, Forward area, Backward area, Right area a Left area, jejichž hodnoty jsou sledovány, by takovýto posun znamenal zhoršení rovnováhy, tudíž aby se jednalo o posun k lepšímu, výstupní hodnoty těchto parametrů u stoje 3 musí být vyšší než hodnoty vstupní.

Nejprve byly pro každý z vyšetřovaných parametrů u všech 12 stojů vytvořeny tabulky se základními statistickými veličinami: aritmetickým průměrem, mediánem, směrodatnou odchylkou, maximem, minimem a rozptylem. Prostým porovnáním získaných hodnot těchto statistických veličin se zhodnotilo, ve kterých parametrech a u kterých statistických veličin se hodnoty nejvíce liší.

U všech stojů kromě stoje 3 bylo zvoleno, že budou sledovány hodnoty parametrů SKG area, SKG lenght, Maximum amplitud ML a Maximum amplitud AP. U stoje 3 budou sledovány hodnoty parametrů Maximum amplitud ML, Maximum amplitud AP, Total area, Forward area, Backward area, Right area a Left area.

Ze statistických metod byl použit párový t-test. V tomto případě se testuje hypotéza o tom, zda došlo ke změně hodnot sledovaných parametrů, které byly získány ve dvou časových úsecích (před zahájením a po ukončení motorického učení ze vstupního a výstupního posturografického vyšetření) na stejné skupině probandek. Při výpočtu párového t-testu nemá význam počítat s dvojicemi hodnot, ale počítá se s jejich rozdíly

naměřených hodnot v každém páru $x_i - y_i$. Tyto rozdíly se značí jako d_i a jsou definovány jako $d_i = x_i - y_i$ (Reiterová, 2016).

Cílem je ověřit, zda je průměrná hodnota vypočítaných rozdílů statisticky významně odlišná od nuly. Nulovou hypotézu lze tedy zformulovat takto: „Jestliže ke zlepšení rovnováhy nedošlo, potom se průměrný rozdíl naměřených hodnot bude rovnat nule.“ V případě, že nulová hypotéza neplatí, přijímá se alternativní hypotézu, která zní: „Průměrný rozdíl může nabývat jakékoliv hodnoty“ (Reiterová, 2016; Zvárová, 1998). Na základě nulové a alternativní hypotézy bude pomocí programu MS Excel vypočítána p-hodnota (Maths and Stats Support Centre, 2017).

Před výpočtem párového t-testu byla zvolena hladina významnosti $\alpha = 0,05$ (popř. 0,1). Na základě porovnání vypočítané hodnoty p s hladinou významnosti α bude, či nebude zamítnuta nulová hypotéza. V případě $p \leq \alpha$ se nulová hypotéza zamítá a takovéto hodnoty mohou být považovány za statisticky významné (Reiterová, 2016).

Párový t-test: p-hodnota				
	SKG area	SKG lenght	Maximum amplitud ML	Maximum amplitud AP
Stoj 1	0,063	0,106	0,081	0,052
Stoj 2	0,094	0,143	0,401	0,008
Stoj 4	0,010	0,101	0,056	0,009
Stoj 5	0,347	0,326	0,236	0,385
Stoj 6	0,233	0,258	0,309	0,216
Stoj 7	0,041	0,268	0,346	0,044
Stoj 8	0,013	0,147	0,001	0,040
Stoj 9	0,264	0,336	0,217	0,087
Stoj 10	0,386	0,394	0,004	0,011
Stoj 11	0,257	0,253	0,277	0,136
Stoj 12	0,100	0,059	0,404	0,072

Tabulka 2.1 – p-hodnota; všechny stoje kromě stoje 3

Párový t-test: p-hodnota							
	Max. amp. ML	Max. amp. AP	Total area	Forward area	Backward area	Right area	Left area
Stoj 3	0,195	0,375	0,464	0,385	0,402	0,442	0,264

Tabulka 2.2 – p-hodnota; stoj 3

	p-hodnota je menší než zvolená hladina významnosti 0,05
	p-hodnota je menší než zvolená hladina významnosti 0,1
	statisticky nevýznamná p-hodnota

Rozdíl průměrů				
	SKG area	SKG lenght	Maximum amplitud ML	Maximum amplitud AP
Stoj 1	-18,550	-13,916	-1,408	-1,509
Stoj 2	-36,299	-13,795	0,290	-2,884
Stoj 4	-75,296	18,368	-2,469	-2,818
Stoj 5	26,228	11,888	1,637	-0,827
Stoj 6	-34,344	-18,845	0,672	-2,405
Stoj 7	-87,987	-20,564	-0,615	-4,211
Stoj 8	-346,006	-71,913	-4,885	-7,291
Stoj 9	555,894	-24,184	-1,147	-7,155
Stoj 10	3,349	-4,052	2,898	-3,303
Stoj 11	-16,281	-9,687	-0,746	-1,612
Stoj 12	-73,330	-28,755	-0,596	-4,518

Tabulka 2.3 – Rozdíl průměrů; všechny stoje kromě stoje 3

Rozdíl průměrů							
	Max. amp. ML	Max. amp. AP	Total area	Forward area	Backward area	Right area	Left area
Stoj 3	3,984	1,530	-78,813	93,375	-53,875	39,813	-153,125

Tabulka 2.4 – Rozdíl průměrů; stoj 3

	statisticky významný rozdíl na zvolené hladině významnosti 0,05; zlepšení rovnováhy
	statisticky významný rozdíl na zvolené hladině významnosti 0,1; zlepšení rovnováhy
	statisticky nevýznamný rozdíl
	zhoršení rovnováhy na zvolené hladině významnosti 0,05

2.5 Interpretace výsledků

Párový t-test: statistická významnost rozdílů průměrů vstupního a výstupního posturografického měření				
	SKG area	SKG lenght	Maximum amplitud ML	Maximum amplitud AP
Stoj 1	*	-	*	*
Stoj 2	*	-	-	**
Stoj 4	**	-	*	**
Stoj 5	-	-	-	-
Stoj 6	-	-	-	-
Stoj 7	**	-	-	**
Stoj 8	**	-	**	**
Stoj 9	-	-	-	*
Stoj 10	-	-	**	**
Stoj 11	-	-	-	-
Stoj 12	-	*	-	*

Tabulka 2.5 – Statistická významnost (značená hvězdičky); všechny stoje kromě stoje 3

Párový t-test: statistická významnost rozdílů průměrů vstupního a výstupního posturografického měření							
	Max. amp. ML	Max. amp. AP	Total area	Forward area	Backward area	Right area	Left area
Stoj 3	-	-	-	-	-	-	-

Tabulka 2.6 – Statistická významnost; stoj 3

* výsledek je statisticky významný, je menší než zvolená hladina významnosti 0,1

** výsledek je statisticky významný, je menší než zvolená hladina významnosti 0,05

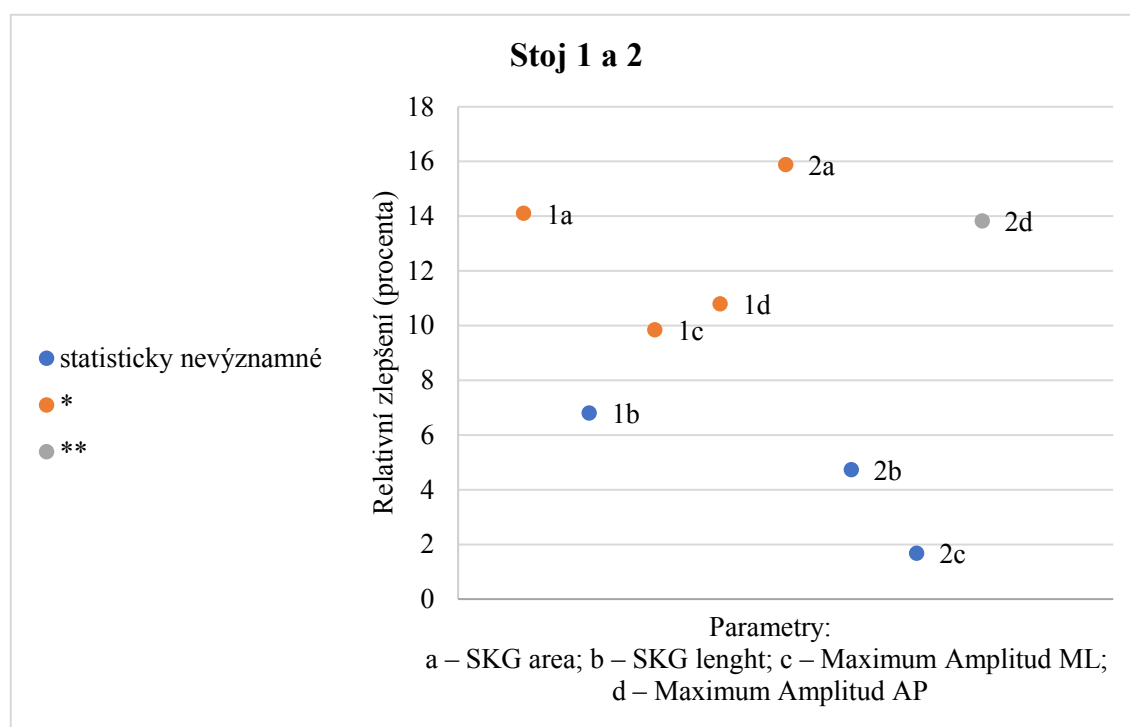
- výsledek není statisticky významný

Na základě porovnání vypočítané hodnoty p s hladinou významnosti α byly vytvořeny tabulky 2.5 a 2.6, které vyjadřují, u kterých parametrů vyšetřovaných stojů jsou průměrné hodnoty vypočítaných rozdílů statisticky významné – tedy, že se nerovnají nule. Rozdíl byl vypočítán jako $d_i = y_i - x_i$ (rozdíl průměrů = průměr výstupních hodnot – průměr vstupních hodnot).

Pokud se v tabulce u parametru nachází hvězdička, znamená to, že získaný výsledek je označený jako statisticky významný a je tedy možné říct, že došlo ke statisticky významnému posunu hodnot. Zároveň bylo nutné rozlišovat mezi pozitivním a negativním výsledkem. Barevné označení hvězdiček vyjadřuje zlepšení nebo naopak zhoršení rovnováhy v daném sledovaném parametru. Černě označené hvězdičky vyjadřují záporný rozdíl průměrů parametrů ze vstupního a výstupního měření, tudíž lze říct, že došlo ke zlepšení rovnováhy v daném sledovaném parametru. Červeně označené hvězdičky vyjadřují kladný rozdíl průměrů parametrů ze vstupního a výstupního měření, tudíž zhoršení rovnováhy v daném sledovaném parametru. Opačně by to tomu bylo u stoje 3 u parametrů Total area, Forward area, Backward area, Right area a Left area – záporný rozdíl představuje zhoršení rovnováhy, kladný rozdíl naopak zlepšení rovnováhy.

Pro lepší interpretaci byl rozdíl průměrů převeden na procenta – tedy o kolik procent se výchozí průměrná hodnota zlepšila. Procentuální vyjádření rozdílu průměrů, vypočítaná jako $\frac{\text{rozdíl průměrů}}{\text{průměr vstupních hodnot}} \cdot 100$, byla následně graficky zpracována.

2.5.1 Výsledky stoj 1 a 2



Graf 2.1 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 1 a 2

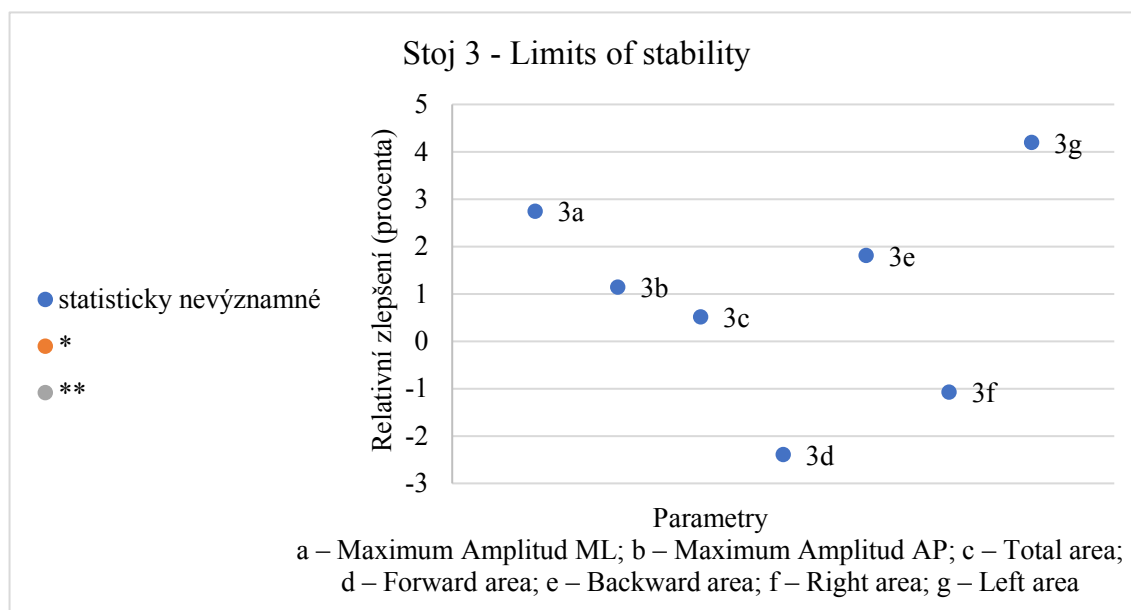
2.5.1.1 Výsledky stoj 1

U stoj standardizovaného s otevřenýma očima došlo ke zlepšení rovnováhy ve sledovaných parametrech SKG area, Maximum amplitud ML a Maximum amplitud AP na hladině významnosti 0,1. K největšímu zlepšení došlo u parametru SKG area, a to o 14,1 %.

2.5.1.2 Výsledky stoj 2

U stoj standardizovaného se zavřenýma očima došlo ke zlepšení rovnováhy ve sledovaném parametru SKG area a Maximum amplitud AP na hladině významnosti 0,05. K největšímu zlepšení došlo u parametru SKG area, a to o 15,9 %.

2.5.2 Výsledky stoje 3

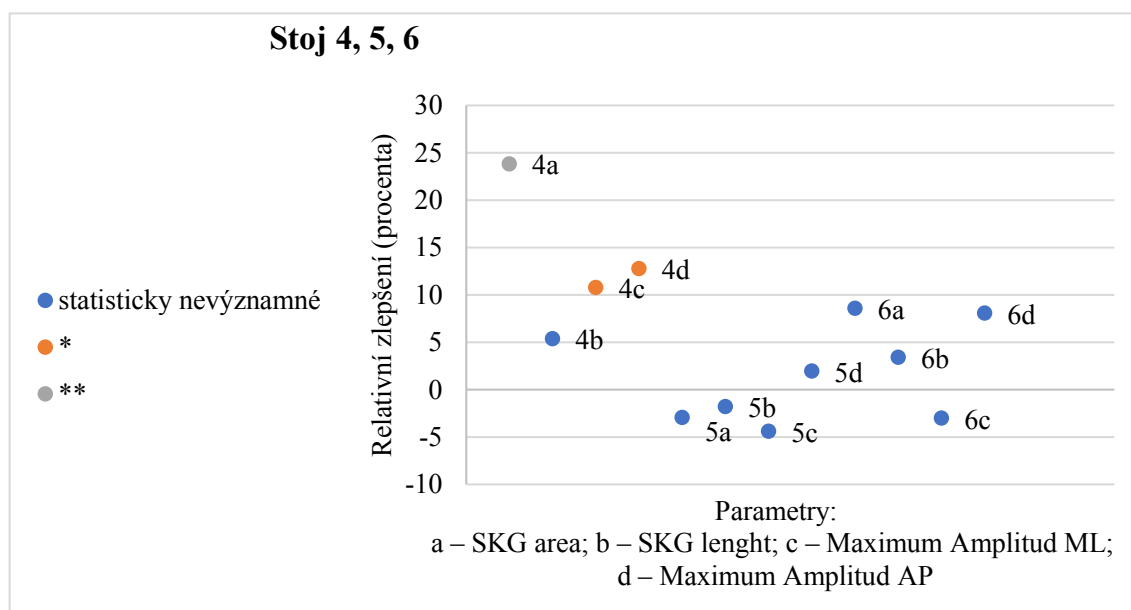


Graf 2.2 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 3

2.5.2.1 Výsledky stoje 3

U stoje 3, u kterého se testuje, kam až je probandka schopná vychýlit těžiště svého těla, nedošlo k žádnému statisticky významnému posunu hodnot sledovaných parametrů.

2.5.3 Výsledky stoje 4, 5 a 6



Graf 2.3 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 4, 5, 6

2.5.3.1 Výsledky stoje 4

U stoje na měkké podložce s otevřenýma očima došlo ke zlepšení rovnováhy v parametru SKG area na hladině významnosti 0,05, a v parametrech Maximum amplitud ML a Maximum amplitud AP na hladině významnosti 0,1. K největšímu zlepšení došlo u parametru SKG area, a to o 23,8 %.

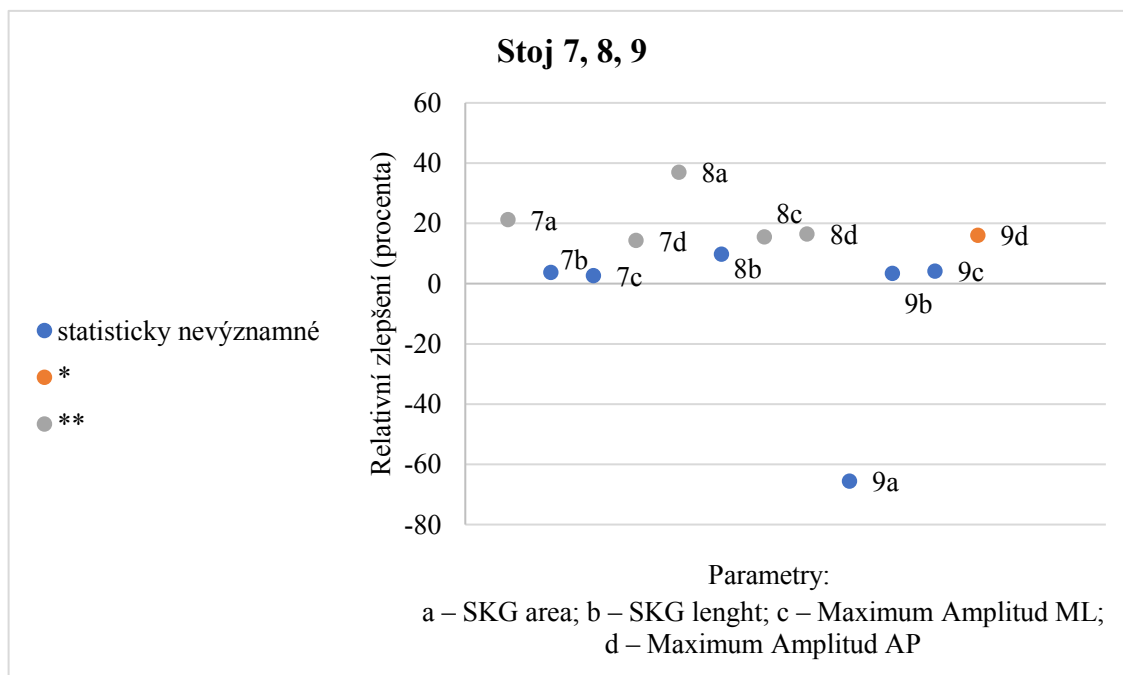
2.5.3.2 Výsledky stoje 5

U stoje na měkké podložce se zavřenýma očima nedošlo k žádnému statisticky významnému posunu hodnot sledovaných parametrů.

2.5.3.3 Výsledky stoje 6

U stoje na pravé noze při standardizovaném nedošlo k žádnému statisticky významnému posunu hodnot sledovaných parametrů.

2.5.4 Výsledky stoje 7, 8 a 9



Graf 2.4 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 7, 8, 9

2.5.4.1 Výsledky stoje 7

U stoje na levé noze při standardizovaném stoji došlo ke zlepšení rovnováhy ve sledovaných parametrech SKG area a Maximum amplitud AP na hladině významnosti 0,05. K největšímu zlepšení došlo u parametru SKG area, a to o 21,3 %.

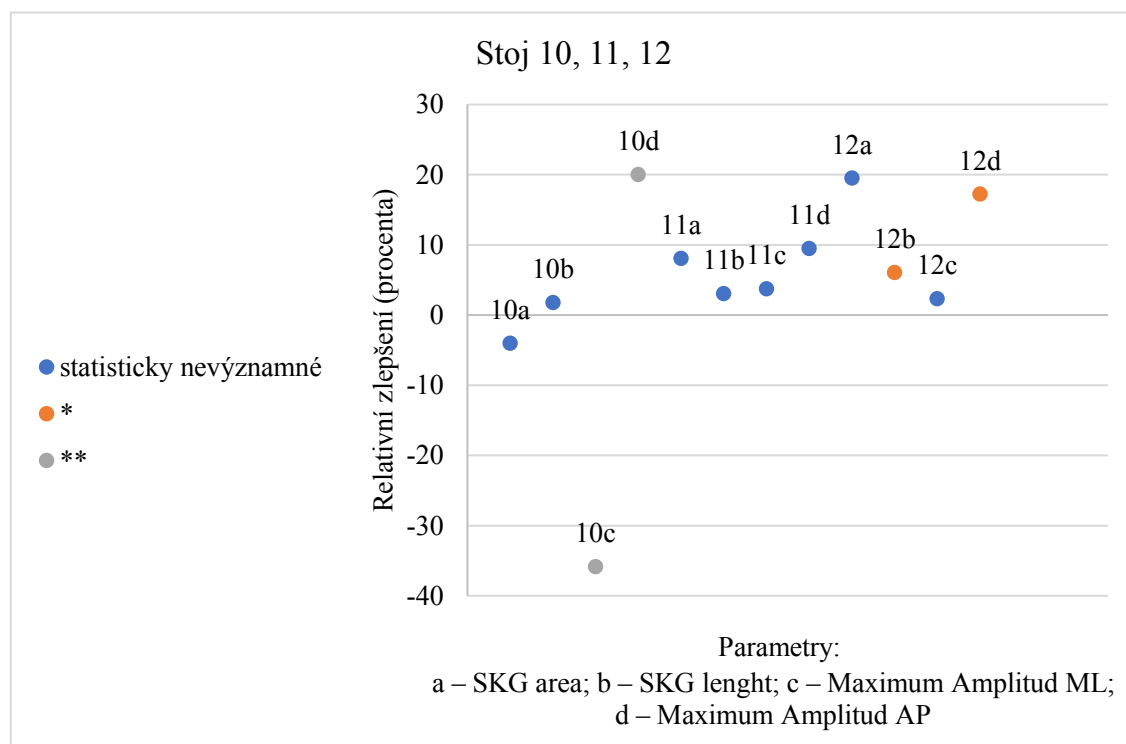
2.5.4.2 Výsledky stoje 8

U stoje na pravé noze na měkké podložce došlo ke zlepšení rovnováhy ve sledovaných parametrech SKG area, Maximum amplitud ML a Maximum amplitud AP na hladině významnosti 0,05. K největšímu zlepšení došlo u parametru SKG area, a to o 37,1 %.

2.5.4.3 Výsledky stoje 9

U stoje na levé noze na měkké podložce došlo ke zlepšení rovnováhy na hladině významnosti 0,1 ve sledovaném parametru Maximum amplitud AP, a to o 16,1 %.

2.5.5 Výsledky stoje 10, 11 a 12



Graf 2.5 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 10, 11, 12

2.5.5.1 Výsledky stoje 10

U stoje na šířku pánve došlo ke zlepšení rovnováhy o 20 % ve sledovaném parametru Maximum amplitud AP. U tohoto stoje došlo jako u jediného také k paradoxnímu zhoršení rovnováhy, a to v parametru Maximum amplitud ML o 35,9 %. U obou parametrů došlo k posunu hodnot na hladině významnosti 0,05.

2.5.5.2 Výsledky stoje 11

U stoje o úzké bázi nedošlo k žádnému statisticky významnému posunu hodnot sledovaných parametrů.

2.5.5.3 Výsledky stoje 12

U stoje o úzké bázi se zavřenýma očima došlo ke zlepšení rovnováhy v parametru SKG lenght a Maximum Amplitud AP na hladině významnosti 0,1. K největšímu zlepšení došlo u parametru Maximum Amplitud AP, a to o 17,2 %.

3 DISKUZE

Cílem této bakalářské práce bylo prokázat pozitivní vliv motorického učení na rovnováhu 16 mladých dívek bez poruchy rovnováhy. Desetitýdenní motorické učení s frekvencí jedné jednotky MU týdně probíhalo na stabilometrické plošině Nintendo Wii s využitím interaktivního systému Homebalance. Rovnováha probandek byla vyšetřena před zahájením a po skončení MU pomocí statické posturografie na posturografu Synapsis Posturography System, který se nachází na Klinice rehabilitačního lékařství VFN. Bylo vyšetřováno 12 modifikací stojů, u kterých byly sledovány číselné hodnoty vybraných parametrů. Hodnoty byly zpracovány v programu MS Excel a analyzovány pomocí párového t-testu.

Vyhodnocení zpracovaných posturografických dat prokázalo, že nejčastěji došlo ke zlepšení rovnováhy v parametru Maximum amplitud AP. Dále byl vidět posun k lepšímu u parametru SKG area a Maximum amplitud ML. Rovnováha v parametru SKG lenght se zlepšila pouze u stoje 12.

K nejvýraznějšímu zlepšení došlo u stoje 8 v parametru SKG area, a to o 37,1 %. Stoj 8 představoval stoj na pravé noze na měkké podložce. Druhé největší zlepšení se prokázalo u stoje 10 (stoj na šířku pánve), kde byl posun k lepšímu v parametru Maximum amplitud AP o 20 %. Zároveň však u stoje 10 došlo v parametru Maximum amplitud ML k paradoxnímu zhoršení, a to o 35,9 %.

U varianty stoje 3, 5, 6 a 11 nedošlo k žádnému statisticky významnému posunu hodnot sledovaných parametrů.

Očekávalo se, že po 10 týdnech motorického učení bude viditelný posun hodnot především u stoje 3 testujícího, kam až je probandka schopná pomocí kotníkové strategie vychýlit své těžiště a neztratit přitom rovnováhu. Na tomto principu bylo založené cvičení na stabilometrické plošině se systémem Homebalance. U tohoto stoje však nebylo prokázáno statisticky významné zlepšení rovnováhy ve sledovaných parametrech.

Zároveň bylo překvapujícím zjištění, že se rovnováha probandek zhoršila právě u stoje 10, kterým je obyčejný stoj na šířku pánve na pevné podložce. Možná je důvodem zhoršení právě to, že se jednalo o jednoduchý stoj oproti ostatním vyšetřovaným stojům a zároveň probandky již znaly průběh vyšetření stoje ze vstupního vyšetření. Nemusely se tedy při něm tolik soustředit, a to se projevilo na jejich rovnováze v parametru Maximum amplitud ML, jehož výstupní hodnota byla vyšší než hodnota vstupní.

U všech deseti jednotek motorického učení zůstala sekvence změn pozic zvýrazněného pole na šachovnici stejná. V případě, že si dívky průběh jednotlivých úkolů z předešlé jednotky pamatovaly, mohly předvídat další směr pohybu a plynule tak přemisťovat zobrazený objekt po šachovnici.

Sledovaná skupina byla vybrána podle 3 kritérií: věku, pohlaví a zdravotního stavu. Protože se jednalo o spolupráci se zdravými dívkami, bylo výhodou, že dívky nebyly vzhledem k svému zdravotnímu stavu nijak limitovány a nebylo nutné vyřadit či modifikovat žádnou z variant stojů.

Práce může sloužit jako námět pro další studie či výzkumy. Bylo by zajímavé vytvořit kontrolní skupinu mladých, zdravých mužů nebo mladých dívek s poruchou rovnováhy a výsledky následně porovnat.

Průběh motorického učení mohl být ovlivněn různými faktory, např. stresem, únavou nebo přítomností bolesti během jednotky MU. Pravidelnost programu MU může mít také vliv na jeho efektivnost. Vzhledem k časovým možnostem probandek se někdy stalo, že pauza mezi dvěma jednotkami byla místo 7 dní pouze 5 dní, nebo naopak až 9 dní.

Pro získání lepší objektivity práce a spolehlivějších výsledků by bylo vhodné zajistit pravidelnost jednotek motorického učení a zvýšit počet probandek a počet kontrolních posturografických vyšetření. V případě průkazu zlepšení by se kontrolní vyšetření po určitých časových intervalech mohla využít pro zhodnocení udržitelnosti efektu motorického učení.

Jedna z probandek zmínila 3 týdny po skončení motorického učení, že subjektivně pociťuje zlepšení rovnováhy ve smyslu větší jistoty během jízdy na běžkách. Objevila se tedy domněnka, že by bylo vhodné posoudit vliv MU na rovnováhu probandek pomocí dynamické posturografie, která mimo jiné testuje i reaktivní stabilitu.

Průběh praktické části byl časově a organizačně náročný. Na každé setkání bylo nutné se domlouvat s probandkami individuálně a přizpůsobovat se časovým možnostem probandek. Se všemi dívkami se však dobře spolupracovalo, byly ochotné a spolehlivé.

Systém Homebalance je rehabilitační přístroj, který je přenosný, intuitivní, finančně dostupný a využitelný v domácím prostředí. Využívá se k terapii poruch rovnováhy nebo ke zlepšení dynamické rovnováhy u zdravých osob. Systém poskytuje během cvičení audiovizuální zpětnou vazbu. Uživatelé během cvičení využívají především hlezenní pohybovou strategii pro zajištění rovnováhy a díky této zpětné vazbě mohou kontrolovat, zda ji zapojují efektivně (Janatová et al., 2016).

U pacientů, kteří trpí poruchami rovnováhy, je důležité trénovat rovnováhu v takových situacích, kterým musí v běžném životě často čelit - např. jízda městskou hromadnou dopravou, jízda po eskalátorech a podobně. Trénink rovnováhy s využitím vizuální zpětné vazby umožňuje pacientům zažít tyto situace prostřednictvím virtuální reality bez rizika jakéhokoliv zranění (Tichá et al., 2014).

System Homebalance má uplatnění také v prevenci pádu u seniorů. Pády u geriatrických osob jsou hlavním problémem a hlavní příčinou morbidity a mortality. Obecně řečeno, pády jsou výsledkem interakce různých rizikových faktorů a situací. Tato interakce se mění podle věku, nemoci a přítomnosti rizikového faktoru v prostředí. Starší lidé si často svá rizika neuvědomují nebo rizikové faktory nerozpoznají. Kromě fyzického zranění může mít pád také psychologické a sociální důsledky. U geriatrických osob vede pád většinou k dlouhodobé hospitalizaci, rozvíjí se „popádový syndrom“ (post-fall syndrome) – pacienti mají obavy z dalšího pádu. To má za následek snížení pohybové aktivity, a tedy snížení fyzické zdatnosti (American Geriatrics Society et al., 2001; Timiras & Malletta, 2007). Proto je důležité, v případě rozpoznání rizikových faktorů, provést preventivní opatření individuálně pro každého pacienta, pacienta poučit a vést ho ke spolupráci a dodržování doporučených opatření (Jurásková, 2007).

U systému Homebalance je možnost zvyšování náročnosti úkolů, např. zkracováním doby, po kterou musí pacient udržet zobrazený objekt na zvýrazněném poli, se zvyšují nároky na postřeh a reakční rychlost. Naopak při prodloužení této doby je nutné kontrolované a přesné přenášení referenčního bodu těžiště na zvýrazněné pole. Tento systém však nedokáže kontrolovat správnost prováděných pohybů. Během cvičení nepozná, jestli uživatel neodlepí během vychylování těžiště paty nebo špičky nebo jestli si nepomáhá trupem. Proto je během cvičební jednotky důležité vedení, kontrolování a případné upozornění uživatele terapeutem. V případě domácí terapie by měl být pacient důkladně instruován a měl by mít možnost si cvičební jednotku vyzkoušet. Také je důležité zvážit, pro kterého pacienta je nebo není domácí terapie vhodná (Tichá et al., 2014).

Existují studie, ve kterých je, stejně jako v této práci, sledován efekt terapie s využitím rehabilitačního interaktivního systému Homebalance na rovnováhu probandů. Cílem je většinou ověřit validitu nebo využitelnost tohoto systému v rámci tréninku rovnováhy ve zdravotnických zařízeních či v domácím prostředí u pacientů s poruchami rovnováhy různé etiologie. Nebyla však nalezena žádná studie, která by použila stejný soubor a metodiku, jaká byla zvolena v této práci. Doba trvání a frekvence zvolené terapie

se také úplně neshoduje. Soubor se liší kritérii výběru jako je počet probandů, jejich zdravotní stav či věk. Dále autoři těchto studií volí k posouzení efektu jiné vyšetřovací metody nebo využívají spolu s posturografickým vyšetřením i další klinické testy jako jsou např. Timed Up and Go test, Berg Balance Scale a podobně, které sledují a hodnotí jiné parametry, než je tomu u posturografie.

Efekt domácí terapie s Homebalance sledovaly tři studie, které proběhly na 1. LF UK a FBMI ČVUT:

Studie z roku 2014 se zúčastnilo 16 pacientů po poškození mozku. Pacientům byl indikován čtyřtýdenní domácí trénink se systémem Homebalance. Před zahájením a po skončení terapie u nich proběhlo vyšetření rovnováhy pomocí FootScan, posturografie na Synapsis Posturography System, Berg Balance Scale a Timed Up and Go testu. Během posturografického vyšetření byl vyšetřen stoj standardizovaný s otevřenýma a zavřenýma očima a stoj na měkké podložce s otevřenýma a zavřenýma očima. U zkoumané skupiny se prokázalo zlepšení především v dynamických posturografických parametrech (Tichá et al., 2014).

Ve studii z roku 2015 byl u 63leté pacientky po ischemické CMP s reziduální levostrannou hemiparézou sledován efekt autoterapie s využitím Homebalance. Pacientka absolvovala čtyřtýdenní každodenní řízenou terapii v domácím prostředí. Před a po terapii bylo k vyhodnocení efektu využito posturografické vyšetření, Timed Up and Go test a Berg Balance Scale test. Výstupní posturografické vyšetření prokázalo zlepšení rovnováhy při měření limitů stability v parametru SKG area (Janatová et al., 2015).

Studie z roku 2016 se zúčastnilo 14 probandů se subjektivním pocitem poruchy rovnováhy, avšak bez diagnostikovaného rizika pádu. Jejich rovnováha byla vyšetřena pomocí Timed Up and Go test, Tinetti Mobility Test a dynamické plantografie. Probandi absolvovali každodenní trénink rovnováhy v domácím prostředí po dobu 26 dní s využitím systému Homebalance. U všech probandů došlo ke statisticky významnému zkrácení času potřebného k vykonání vždy stejné dynamické úlohy. Tato studie ověřila využitelnost systému Homebalance k samostatnému domácímu tréninku rovnováhy (Janatová et al., 2016).

Ve výše zmíněných studiích se jednalo o terapii s Homebalance v domácím prostředí. Nebyl tedy během cvičení přítomen terapeut, který by dohlížel na správnost prováděných úkolů. V tomto bodu lze vidět výhodu této práce. Probandky byly během všech deseti jednotek motorického učení pod neustálým dohledem a v případě výskytu

chyby ve smyslu nesprávného držení těla nebo nesprávných pohybů byly probandky ihned upozorněny a následně zkorigovány.

Posturografie poskytuje objektivní zhodnocení deficitu stability a komplexní analýzu stoje u pacientů s poruchami rovnováhy. Může sloužit ke sledování vývoje onemocnění v čase nebo k posouzení efektu zvolené léčby.

V roce 2013 proběhla studie, jejíž cílem bylo zhodnotit přínos posturografického vyšetření u pacientů s vestibulárním schwannomem. Studie se zúčastnilo 44 pacientů, kteří v letech 2007–2010 podstoupili chirurgické odstranění vestibulárního schwannomu. U pacientů bylo provedeno základní klinické vyšetření vestibulárního aparátu, elektronystagmografie a posturografie. Dva pacienti nemohli kvůli jejich klinickému stavu podstoupit posturografické a elektronystagmografické vyšetření. Posturografické vyšetření bylo provedeno na plošině Balance Master a zahrnovalo vyšetření stoje na pevné podložce s otevřenými a zavřenými očima, stoje na pěnové podložce s otevřenými a zavřenými očima, vyšetření otočky v prostoru a tandemové chůze. Záměrem bylo zjistit, jaké parametry vyšetření jsou nejčastěji s postižením asociovány. Analýzou výsledků posturografických dat se prokázalo, že je to čas otočky doleva a doprava. Tento dynamický parametr lze vyšetřit i bez posturografického vyšetření. Může být součástí vyšetření chůze rozšířené o vyšetření otoček a měření jejich času (Kalitová et al., 2013).

Posturografie má však omezenou diagnostickou hodnotu – na základě výsledků posturografického vyšetření nelze stanovit diferenciální diagnózu. Avšak několik neurologických onemocnění vykazuje natolik specifický posturální vzorec, že v případě hodnocení signálu ve frekvenčním pásmu lze na základě těchto výsledků stanovit s jistotou diferenciální diagnózu (Čákr et al., 2011).

K vyšetření rovnováhy je možné využít i jiný posturografický přístroj. Například pro plošinu Wii Balance Board, dále jen WBB, byla vytvořena aplikace Wii posturografie. Její validitu a reliabilitu zkoumala španělská studie z roku 2015. Výsledky ukázaly, že se jedná o spolehlivý nástroj, který lze využít k hodnocení rovnováhy u zdravých osob i u osob po CMP. Vykazuje vynikající psychometrické vlastnosti a citlivost pro identifikaci rovnováhy u osob zdravých a u osob po CMP (Llorens et al., 2016).

Výsledky u 8 z 12 testovaných stojů ukázaly, že se podařilo desetitýdenním motorickým učením se systémem Homebalance pozitivně ovlivnit rovnováhu probandek. Pozitivní efekt terapie s Homebalance byl již u pacientů s poruchou rovnováhy dle výše

zmíněných studií prokázán. Jedná se o doplňkovou léčbu, která zvyšuje efekt rehabilitace. Léčba poruch rovnováhy je dlouhodobý rehabilitační proces. V případě domácí terapie se systémem Homebalance se snižuje frekvence ambulantní terapie.

Tím, že se fyzioterapeut podílí na diagnostice, je důležité, aby měl odborné znalosti a zkušenosti s diagnostickými nástroji, mezi které patří právě posturografické vyšetření rovnováhy. Také je nezbytné při návrhu a realizaci terapie, aby měl fyzioterapeut přehled, jaké terapeutické metody a přístroje lze pro danou diagnózu použít a uměl je aplikovat.

Mezi využívané terapeutické metody pro léčbu poruch rovnováhy patří senzomotorická stimulace, Brunkow metoda nebo přístrojové technologie, využívající právě třeba systém Homebalance. Efektivnost terapie závisí především na aktivitě a spolupráci pacienta. Proto je vhodné volit takový terapeutický program, který pacienta baví a motivuje ho k dosažení co nejlepších výsledků. To terapie se systémem Homebalance nabízí.

4 ZÁVĚR

V teoretické části jsou shrnuty poznatky o rovnováze a motorickém učení. Rovnováha je proces, který je nezbytný pro jakoukoli činnost, kterou člověk provádí. Má výrazný vliv na soběstačnost. Proto se jí věnuje ve fyzioterapii značná pozornost. Rovnováha je motorická dovednost. Motorické učení je součástí každé lidské činnosti. Je to proces, při kterém dochází k osvojování a rozvíjení pohybové dovednosti. Doprovází nás již od narození, např. když se učíme lézt, chodit nebo jíst příborem. Motorické učení jakožto didaktický proces se uplatňuje v tělesné výchově a sportu, a také se ho využívá ve fyzioterapii, třeba právě za účelem zlepšení rovnováhy. Motorické učení se uplatňuje při cvičení se systémem Homebalance, který má pozitivní dopad nejen na rovnováhu, ale také na kognitivní funkce. Tento systém byl využit pro desetitýdenní výzkum, který byl náplní praktické části této bakalářské práce. Dobrovolně se ho zúčastnilo 16 mladých, zdravých dívek bez poruchy rovnováhy. Jednalo se o motorické učení s využitím audiovizuální zpětné vazby. Probandky docházely jednou týdně po dobu 10 týdnů na III. interní kliniku VFN, kde 10 až 15 minut cvičily s programem Homebalance na stabilometrické plošině Nintendo Wii. Cílem praktické části bylo zjistit, zdali mělo motorické učení vliv na rovnováhu probandek. Všechny probandky proto před zahájením a po skončení programu motorického učení absolvovaly statické posturografické vyšetření. Vstupní a výstupní posturografická data byla statisticky porovnána.

Pro analýzu dat v praktické části byl zvolen výpočet párového t-testu, který se využívá v případě testování změny na stejném objektu ve dvou časových úsecích, obvykle na začátku a na konci určitého procesu, např. terapie.

Z párového t-testu vyplynulo, že nejčastěji došlo ke zlepšení rovnováhy v parametru Maximum amplitud AP, dále pak v parametru SKG area a Maximum amplitud ML. Největší posun průměrných hodnot byl u stoje na pravé noze na měkké podložce (stoj 8) v parametru SKG area, a to o 37,1 %. Druhý největší posun k lepšímu se prokázal u stoje na šířku pánve (Stoj 10), jež je analogií Rhombergova stoje I, kde byl posun k lepšímu v parametru Maximum amplitud AP o 20 %. Zároveň se však u tohoto stoje prokázalo u parametru Maximum amplitud ML zhoršení rovnováhy o 35,9 %.

U varianty stoje 3, 5, 6 a 11 nedošlo k žádnému statisticky významnému posunu hodnot sledovaných parametrů.

Hypotéza stanovená pro tento výzkum tedy byla verifikována u 8 z 12 testovaných stojů – desetitýdenní motorické učení přineslo pozitivní efekt na rovnováhu zdravých probandek vždy alespoň v jednom ze sledovaných parametrů.

5 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

1. LF – 1. lékařská fakulta

aj. – a jiné

AP – anteroposteriorní

apod. – a podobně

atd. – a tak dále

AS – Area of Support

BBS – Berg Balance Scale

BS – Base of Support

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

COG – Centre of Gravity

COM – Centre of Mass

COP – Centre of Pressure

CTSIB – Clinical Test of Sensory Integration and Balance

č. – číslo

ČVUT – České vysoké učení technické

DK – dolní končetina

et al. – a další

FBMI – Fakulta biomedicínského inženýrství

HK – horní končetina

HSS – hluboký stabilizační systém

KRL – Klinika rehabilitačního lékařství

Max. amp. – Maximum amplitud

ML – mediolaterální

mm – milimetr

mm² – milimetr čtvereční

MS – Microsoft

MU – motorické učení

ORL – otorhinolaryngologie

s – sekunda

SKG – statokinesiogram, stabilogram

tj. – to je, to jest

TUG – Timed Up and Go

tzv. – takzvané

UK – Univerzita Karlova

VA – vestibulární aparát

VFN – Všeobecná fakultní nemocnice

VR – virtuální realita

VS – vestibulární systém

WBB – Wii Balance Board

6 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ABRAHAM, V. C. The physiology of neck muscles; their role in head movement and maintenance of posture. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*. 1977, **55**(3), 332-338. ISSN 1205-7541.

ALGHWIRI, Alia a Susan L. WHITNEY. Balance and falls. In: GUCCIONE, Andrew A., Rita WONG a Dale AVERS. *Geriatric Physical Therapy*. 3. vydání. St Louis: Elsevier – Health Sciences Division, 2012, s. 331-354. ISBN 978-0-323-02948-3. Dostupné z:
<https://www.chirocredit.com/downloads/geriatricrehab/geriatricrehab110.pdf>

AMBLER, Zdeněk. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 7. vyd. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-707-3.

AMBLER, Zdeněk a Josef BEDNAŘÍK. *Klinická neurologie: část speciální. II*. 1. vydání. Praha: Triton, 2010. 1430 s. ISBN 978-80-7387-389-9.

American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. *J. Am. Geriatr. Soc.* 2001, **49**(5), 664-672. ISSN 1532-5415.

BÄUMLER, Gunther a Klaus SCHNEIDER. *Sportmechanik. Grundlagen für Studium und Praxis*. München: BLV Buchverlag GmbH & Co, 1981, 127 s. ISBN 3-405-12435-2.

CARAMIAUX, Baptiste, Frederic BEVILACQUE, Marcelo M. WANDERLEY a Caroline PALMER. Dissociable effects of practice variability on learning motor and timing skills. *PLoS ONE* [online.] 2018, **13**(3), 2-18 [cit. 2015-11-25]. ISSN 1932-6203. Dostupné z:
<http://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0193580&type=printable>

ČAKRT, Ondřej a Jaroslav JEŘÁBEK. Vestibulární rehabilitace. *Neurologie pro praxi* [online]. 2017, **18**(3), 170-173 [cit. 2018-03-30]. ISSN 1803-5280. Dostupné z:

http://www.neurologiapreprax.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=8623&magazine_id=3

ČÁPOVÁ, Jarmila. *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy*. 1. vydání. Ostrava: Repronis, 2008. 119 s. ISBN 978-80-7329-180-8.

ČELIKOVSKÝ, Stanislav et al. *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu*. 3. vydání. Praha: SPN, 1989. 286 s. ISBN 80-04-23284-5.

ČERNÝ, Rudolf, Ondřej ČAKRT a Jaroslav JEŘÁBEK. Laboratorní metody vyšetření vestibulárního aparátu. *Neurologie pro praxi* [online]. 2017, **18**(3), 163-169 [cit. 2018-03-08]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2017/03/06.pdf>

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2011. 552 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

DRÁČ, Pavel a Josef KŘUPKA. *Trvalé změny po těhotnosti*. 1. vydání. Martin: Osveta, 1992. 170 s. ISBN 80-217-0235-4.

DRŠATA, Jakub, M. VALIŠ, M. LÁNSKÝ a J. VOKURKA. Přínos statické počítačové posturografie ke skrínigovému vyšetření kvantifikace posturální rovnováhy. *Cesk Slov Neurol N* [online]. 2008, **71/104**(4), 422-428 [cit. 2018-04-03]. ISSN 1210-7859. Dostupné z: www.prolekare.cz/pdf?ida=nn_08_04_05.pdf

DUNNING, K. et al. Falls in workers during pregnancy: Risk factors, job hazards, and high risk occupations. *American Journal of Industrial Medicine*. 2003, **44**(6), 664–672. ISSN 1097-0274.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. 1. vydání. Praha: Triton, 2009. 235 s. ISBN 978-807-3873-240.

HASSON, M. Scott. *Clinical Exercise Physiology*. 1. vydání. St. Louis: Mosby, 1994, 288 s. ISBN 978-0815142102.

HOMEBALANCE: Interaktivní rehabilitační systém pro trénink rovnováhy. [online]. 2015 [cit. 2017-11-28]. Dostupné z: <http://www.homebalance.cz/cz.html>.

HORAK, Fay B. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*. 1997, **6**(1), 76–84. ISSN 09666362.

HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, **35**(2), ii7-ii11 [cit. 2017-11-28]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: http://www.aic-learn.sg/uploadedFiles/Training_Grants/HDMP-ILTC/C.Horak-%20Postural%20Control%20to%20Prevent%20Falls.pdf

CHANG, Wen-Dien, Wan-Yi CHANG, Chia-Lun LEE a Chi-Yen FENG. Validity and Reliability of Wii Fit Balance Board for the Assessment of Balance of Healthy Young Adults and the Elderly. *J Phys Ther Sci* [online]. 2013, **25**(10), 1251-1253 [cit. 2018-03-11]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/25/10/25_jpts-2013-171/_pdf/-char/en

CHOUTKA, Miroslav a Josef DOVALIL. *Sportovní trénink*. 2. vydání. Praha: Olympia, 1991. 332 s. ISBN 80-7033-099-6.

JANATOVÁ, Markéta, Marie TICHÁ, Markéta GERLICOVÁ et al. Terapie poruch rovnováhy u pacientky po cévní mozkové příhodě s využitím vizuální zpětné vazby a stabilometrické plošiny v domácím prostředí. *Rehabilitácia* [online]. 2015, **53**(3), 140–146 [cit. 2018-03-04]. ISSN 0375–0922. Dostupné z: <http://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/3REH2015-m.pdf>

JANATOVÁ, Markéta, Marie TICHÁ, R. MELECKÝ et al. Pilotní studie využití tenzometrické plošiny v domácí terapii poruch rovnováhy. *Cesk Slov Neurol N* [online]. 2016, **79/112**(5), 591-594 [cit. 2018-03-04]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: <http://www.csnn.eu/pdf?id=59138>

JANČOVÁ, Jana a Eva KOHLÍKOVÁ. Regresní změny stárnoucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitační fyzikální lékařství*. 2007, **14**(4), 155-162. ISSN 1211-2658.

JANDA, V. a M. VÁVROVÁ. Senzomotorická stimulace. Základy metodiky propioceptivního cvičení. *Rehabilitácia* [online]. 1992, **25**(3), 14-34 [cit. 2018-02-03]. ISSN 0375-0922. Dostupné z: <http://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/3REH1992-m.pdf>

- JANSA, Petr. *Pedagogika sportu* [online]. 1. vydání Praha: Karolinum 2014, 2015. 228 s [cit. 2017-11-25]. ISBN 9788024628301. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=gBZyBgAAQBAJ&pg=PA163&lpg=PA163&dq=retence+nau%C4%8Den%C3%A9+dovednosti&source=bl&ots=1IMq3vS45z&sig=1vgUo6ogh08yiOPHHZkICnotyb0&hl=cs&sa=X&ved=0ahUKewjrxoW-mPHZAhVhJpoKHQj7AIgQ6AEIWzAI#v=onepage&q&f=false>
- JANURA Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003, 84 s. ISBN 80-244-0644-6.
- JEŘÁBEK, Jaroslav. Poruchy rovnováhy jako mezioborový problém. Poruchy rovnováhy ve vyšším věku. *Postgraduální medicína: odborný časopis pro lékaře*. 2003, **1**, 20, ISSN 1212-4184.
- JEŘÁBEK, Jaroslav. Pohled neurologa na problematiku závratí a poruch rovnováhy. *Neurologie pro praxi* [online]. 2007, **8**(6), 338 [cit. 2017-05-27]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/02.pdf>
- JURÁSKOVÁ, Dana. Ekonomické dopady úrazů a pádů u hospitalizovaných seniorů v ČR. *Čes Ger Rev* [online]. 2007, **5**(1), 33-40 [cit. 2018-03-12]. ISSN 1801-8661. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=gr_07_01_07.pdf
- KALITOVÁ Petra, Ondřej ČAKRT, Zdeněk ČADA et al. Význam vestibulárního a posturografického vyšetření u pacientů s vestibulárním schwannomem. *Cesk Slov Neurol N*. 2013, **76/109**(4), 469-474 [cit. 2018-03-08]. ISSN 1210-7859.
- KALVACH, Z. a kol. *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. 336 s. ISBN 978-80-247-2490-4.
- KITTNAR, Otomar a kol. *Lékařská fyziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2011. 800 s. ISBN: 978-80-247-3068-4.
- KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KRAKAUER, John W. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current Opinion in Neurology* [online]. 2006, **19**(1), 84-90 [cit. 2016-11-25]. ISSN 1473-6551. Dostupné z:

[https://www.jsmf.org/meetings/2008/may/Krakauer_COIN\(2006\).pdf](https://www.jsmf.org/meetings/2008/may/Krakauer_COIN(2006).pdf)

LEJSKA, Mojmir. *Léčba závrativých stavů vestibulární rehabilitací*. Brno: Paido, 2001. 29 s. ISBN 9788085931976.

LLORENS, Roberto, Jorge LATORRE, Enrique NOÉ a Emily A. KESHNER. Posturography using the Wii Balance Board™. A feasibility study with healthy adults and adults post – stroke. *Gait & Posture* [online]. 2016, **43**, 228-232 [cit. 2018-03-05]. ISSN 0966-6362. Dostupné z:

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215009108>

MÁČEK, Miloš, Jiří RADVANSKÝ et al. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1. vydání. Praha: Galén, 2011. 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.

MATH AND STATS SUPPORT CENTRE. *Párový t-test*. In: Statistika II [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2017 [cit. 2018-03-05]. Dostupné z:

<http://mathstat.econ.muni.cz/media/12565/pairedtest.pdf>

MĚKOTA, Karel a Roman CUBEREK. *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. 163 s. ISBN 978-80-244-1728-8.

MĚKOTA, Karel a Jiří NOVOSAD. *Motorické schopnosti*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007. 175 s. ISBN 80-244-098.

MÍKOVÁ, M. *Klinická a přístrojová diagnostika v rehabilitaci* [online]. Olomouc, 2007, 6 s.[cit. 2017-11-25]. ISBN Dostupné z

http://krtvl.upol.cz/prilohy/101_1174427151.pdf

MYSLIVEČEK, Jaromír. *Základy neurověd*. 1. vydání. Praha: Triton, 2003. 346 s. ISBN 80-7254-234-6.

MYSLIVEČEK, Jaromír. *Základní fyziologické principy II*. 1. vydání. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. 122 s. ISBN 978-80-01-03729-4.

PERIČ, Tomáš a kol. *Sportovní příprava dětí*. 1. vydání. Praha: Grada, 2004. 197 s. ISBN 80-247-0683-0.

PETERKA, RJ. Sensorimotor integration in human postural control.

Neurophysiology. 2002, **88**(3), 1097-1118. ISSN 0090-2977.

REITEROVÁ, Eva. *Statistika pro nelékařské zdravotnické obory [online]*.

Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, 2016 [cit. 2018-02-19]. ISBN 978-80-244-5082. Dostupné z:

https://www.fzv.upol.cz/fileadmin/userdata/FZV/Dokumenty/OSE/Statistika_pro_n_elekarske_zdravotnicke_obory.pdf

ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. 1.

vydání. Praha: Grada, 2015. 712 s. ISBN 978-80-247-4867-2.

RYCHTECKÝ Antonín a Ludmila FIALOVÁ. *Didaktika školní tělesné výchovy*. 2.

přepřac. vydání. Praha: Karolinum, 1998. 171 s. ISBN 80-7184-659-7.

SHUMWAY-COOK, Anne a Marjorie H. WOOLLACOTT. *Motor control:*

translating research into clinical practice. 3. vydání. Philadelphia: Lippincott

Williams, 2007. 612 s. ISBN 07-817-6691-5.

SHUMWAY-COOK, Anne, S. BRAUER a Marjorie H. WOOLLACOTT.

Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*. 2000, **80**(9), 896-903. ISSN 1538-6724.

SHUMWAY-COOK Anne A Fay Bahling HORAK. Assessing the influence of sensory interaction on balance. *Physical Therapy* [online]. 1986, **66**(10), 1548-1550 [cit. 2017-11-28]. ISSN 1538-6724. Dostupné z:

<http://m.biodex.com/sites/default/files/article-assessing-the-influence-of-sensory-interaction-on-balance-16245.pdf>

SHUMWAY-COOK Anne a Marjorie H. WOOLLACOTT. *Motor control: Theory*

and practical applications. 1. vydání. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. 475 s.

ISBN 0683077570.

SILSUPADOL, Patima, Ka-Chun SIU, Anne SHUMWAY-COOK a Marjorie H WOOLLACOTT. Training of Balance Under Single- and Dual-Task Conditions in Older Adults With Balance Impairment. *Physical Therapy* [online]. 2006, **86**(2), 269-281 [cit. 2017-11-28]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/86/2/269/2805115>

STACKEOVÁ, Daniela. *Relaxační techniky ve sportu*. Praha: Grada, 2011. 136 s. ISBN 978-80-247-3646-4.

STUDENSKI S., PW DUNCAN a J. CHANDLER. Postural responses and effector factors in persons with unexplained falls: results and methodologic issues. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1991, **39**(3), 229-234. ISSN 1532-5415.

ŠVESTKOVÁ, Olga. *Fyzioterapie: Skripta pro studenty bakalářského oboru Fyzioterapie na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy*. Praha: Univerzita Karlova, 2013. 196 s. ISBN 8026041003.

TICHÁ, M., M. JANATOVÁ, R. KLIMENT, O. ŠVESTKOVÁ, K. HÁNA. *Mobile rehabilitation device for balance training with visual feedback* [online]. Praha: České vysoké učení technické, 2014. s. 22–24 [cit. 2018-03-09]. ISBN 978-80-01-05637-0. Dostupné z: http://www.mobmed.org/download/proceedings2014/mobileMed2014_paper_22.pdf

TIMIRAS, Paola S. a Gabe J. MALLETA. The Nervous system: Funcional changes with aging. TIMIRAS, Paola S. *Physiological Basis of Aging and Geriatrics* [online]. 4. New York: Informa healthcare, 2007, 89-107 [cit. 2017-11-27]. ISBN 978-1-4200-0709-1. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=zLm7sO1sZ6sC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false

TOPINKOVÁ, Eva. *Geriatric pro praxi*. Praha: Galén, 2005. 270 s. ISBN 80-7262-365-6.

UMPHRED, Darcy. *Umphred's Neurological Rehabilitation* [online]. 6. vydání. ST. Louis: Mosby, 2013, 1262 s [cit. 2018-03-09]. ISBN 978-0323075862. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=I9ltC-ZrNOMC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, **9**(4), 115-12. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, **9**(4), 122-129. ISSN 1211-2658.

VAVERKA, František. *Vliv vybraných faktorů na přednost jednoduchého pohybu: lateralita, rychlost, zraková kontrola, zátěž, rozsah pohybu*. 1. vydání. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Pedagogická fakulta, 2011. 146 s. ISBN 978-80-7464-018-6.

VÉLE, František. *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006, ISBN 978-80-2754-837-8.

VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. 272 s. ISBN 80-7169-256-5.

VÉLE, František, Jiří ČUMPELÍK a Dagmar PAVLŮ. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, **(8)**3, 103-105. ISSN 1211-2658.

VILÍMOVÁ, V. *Didaktika tělesné výchovy*. Vyd. 2. přeprac. Brno: Masarykova univerzita, 2009. 144 s. ISBN 978-80-210-4936-9.

VISSER, Jasper E., Mark. G. CARPENTER, Herman van der KOOIJ a Bastiaan R. BLOEM. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, **119**(11), 2424-2436 [cit. 2018-06-03]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: https://ac.els-cdn.com/S1388245708008547/1-s2.0-S1388245708008547-main.pdf?_tid=0b79a1e8-942f-4373-9fdf-610f2ffc1ea2&acdnat=1520680485_3fbbf65a2848fb46058713d8d61d904b

VRABEC, Pavel. *Rovnovážný systém I: obecná část: klinická anatomie a fyziologie, vyšetřovací metody*. 1. vydání. Praha: Triton, 2002. 99 s. ISBN 80-725-4307-5.

WINTER, DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 1995, **3**(4), 193-214. [cit. 2018-03-05]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/0966-6362\(96\)82849-9/pdf](http://www.gaitposture.com/article/0966-6362(96)82849-9/pdf)

YEH, Jia-Rong, Li-Chi HSU, Chen LIN et al. Nonlinear Analysis of Sensory Organization Test for Subjects with Unilateral Vestibular Dysfunction. *PLoS ONE* [online.] 2014, **9**(3), 1-9 [cit. 2018-04-07]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0091230>

ZVÁROVÁ, Jana. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. 1. vydání. Praha: Karolinum, 1998. 220 s. ISBN 80-7184-786-0.

7 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1.1 – Vztah mezi opěrnou plochou a opěrnou bází	14
Obrázek 1.2 – Posturální strategie	22
Obrázek 1.3 – Modality situací u CTSIB	27
Obrázek 2.1 – Synapsis Posturography System na KRL VFN	41
Obrázek 2.2 – Stabilometrická plošina Nintendo Wii	43
Obrázek 2.3 – Ukázka cvičení se systémem Homebalance	44

8 SEZNAM TABULEK

Tabulka 2.1 – p-hodnota; všechny stoje kromě stoje 3.....	46
Tabulka 2.2 – p-hodnota; stoj 3	46
Tabulka 2.3 – Rozdíl průměrů; všechny stoje kromě stoje 3.....	47
Tabulka 2.4 – Rozdíl průměrů; stoj 3	47
Tabulka 2.5 – Statistická významnost; všechny stoje kromě stoje 3.....	48
Tabulka 2.6 – Statistická významnost; stoj 3	48

9 SEZNAM GRAFŮ

Graf 2.1 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 1 a 2	50
Graf 2.2 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 3	51
Graf 2.3 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 4, 5, 6	51
Graf 2.4 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 7, 8, 9	52
Graf 2.5 – Procentuální vyjádření rozdílu průměrů; stoj 10, 11, 12	53

10 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 – Informovaný souhlas (vzor)	78
Příloha č. 2 – Ukázka zpracování dat v MS Excel.....	79

Informovaný souhlas pacienta

Název bakalářské práce (dále jen BP):

Rovnováha a možnosti jejího ovlivnění motorickým učením

Stručná anotace BP:

Praktická část BP je výzkumného typu. Cílem je posoudit vliv motorického učení na Vaši rovnováhu. Spolupráce bude trvat po dobu 10 týdnů, během kterých absolvujete vstupní posturografické vyšetření, jednou týdně 10 jednotek motorického učení a výstupní posturografické vyšetření. Vstupní a výstupní posturografické vyšetření se uskuteční na Klinice rehabilitačního lékařství na Albertově. Program motorického učení bude probíhat na Klinice rehabilitačního lékařství v suterénu III. interní kliniky VFN v Praze. Budete cvičit na stabilometrické plošině Nintendo Wii s využitím systému Homebalance. Porovnáním vstupních a výstupních posturografických dat zjistím, zdali došlo po desetitýdenním motorickém učení ke zlepšení Vaší rovnováhy.

Jméno a příjmení pacienta:

Datum narození:

Kazuistika pacienta pod číslem:




1. Já, níže podepsaný/á souhlasím s účastí v BP, jejíž výsledky budou anonymně zpracovány formou kazuistiky. Je mi více než 18 let.
2. Byl/a jsem podrobně a srozumitelně informován/a o cíli BP a jejích postupech, průběhu zpracování, a formě mé spolupráce. Byl mi vysvětlen očekávaný přínos BP.
3. Porozuměl/a jsem tomu, že svou účast mohu kdykoliv přerušit či zcela zrušit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mé další léčby. Moje účast v kazuistice BP je dobrovolná.
4. Kazuistika bude v BP uveřejněna přísně anonymně bez jakýchkoliv osobních údajů.
5. S účastí v kazuistice BP není spojeno poskytnutí žádné finanční ani jiné odměny.

Datum:

Podpis pacienta:

Podpis studenta:



Příloha č. 2 – Ukázka zpracování dat v MS Excel

Automatické ukládání   




Soubor Domů Vlození Rozložení stránky Vzorce Data Revize Zobrazení Rekr

Vložit Vložit Vyjmout Kopírovat Kopírovat formát

Schránka Písmo Zarovnání

Calibri 11 A A B I U   A

Zalamovat text Sloučit a zarovnat

B28    ='List2 - výstupní PV'!B19-'List1 - vstupní PV'!B19

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	probandka	stoj 1				stoj 2			
2		a	b	c	d	a	b	c	d
3	1	372,179	206,315	21,723	21,043	390,575	261,434	22,021	26,103
4	2	77,841	158,314	11,314	11,232	133,487	275,539	16,165	15,132
5	3	127,841	310,891	13,882	16,705	441,033	512,229	27,149	32,836
6	4	96,135	140,086	11,375	11,701	142,003	191,424	11,810	18,952
7	5	92,343	182,296	13,888	11,116	106,587	226,589	12,415	15,847
8	6	117,563	207,882	16,865	13,193	132,532	227,913	15,862	15,551
9	7	54,455	159,680	10,328	8,562	101,685	253,946	14,912	15,292
10	8	93,285	191,529	11,267	12,497	137,339	221,250	12,420	17,864
11	9	90,232	179,296	13,287	14,540	164,688	296,026	15,214	19,869
12	10	102,457	225,812	12,976	13,639	308,531	409,079	26,644	20,041
13	11	213,201	249,241	20,174	17,692	378,595	354,140	23,449	26,019
14	12	208,905	210,780	14,293	19,899	256,630	301,430	13,364	26,847
15	13	119,009	228,063	14,787	13,715	208,449	312,076	15,679	20,366
16	14	177,078	212,913	18,494	17,266	449,157	202,586	19,916	26,604
17	15	80,173	224,497	12,458	11,030	171,548	315,428	14,879	18,268
18	16	81,914	185,826	11,780	9,633	132,232	297,043	13,798	17,961
19	průměr	131,538	204,589	14,306	13,966	228,442	291,133	17,231	20,847
20	medián	99,296	207,099	13,585	13,416	168,118	285,783	15,447	19,411
21	tan.odchylk	79,050	40,654	3,360	3,634	124,315	82,177	5,024	5,248
22	min	54,455	140,086	10,328	8,562	101,685	191,424	11,810	15,132
23	max	372,179	310,891	21,723	21,043	449,157	512,229	27,149	32,836
24	rozptyl	317,724	170,805	11,395	12,481	347,472	320,805	15,339	17,704
25									
26	t.test (p-hodnota)	0,063255	0,106319	0,081465	0,052492	0,094264	0,142799	0,400516	0,007947
27		*		*	*	*			**
28	rozdíl průměrů	-18,550	-13,916	-1,408	-1,509	-36,299	-13,795	0,290	-2,884
29									

(vlastní archiv, 2018)

a – SKG area; b – SKG lenght; c – Maximum amplitud ML; d – Maximum amplitud AP